

UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR

INGENIERÍA INDUSTRIAL



PROYECTO FIN DE CARRERA

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA
DEL HEMOFILTRO

AUTOR: HECTOR ROBLES MONTERDE

TUTOR: HENAR MIGUELEZ

COTUTOR: JUAN F. DEL CAÑIZO

INDICE GENERAL

I.	MEMORIA	7
1.	MEMORIA DESCRIPTIVA	8
1.1.1	INTRODUCCION Y OBJETO	8
1.1.2	SISTEMA URINARIO	9
1.1.3	HEMODIALISIS	13
1.1.4	HEMOFILTRACION	15
1.1.5	PROCEDIMIENTOS DE HEMOFILTRACION Y HEMODIAFILTRACION	16
1.1.6	BOMBA TUBULAR Y SUS VENTAJAS	19
1.1.7	DESCRIPCION DEL NUEVO SISTEMA DE HEMOFILTRACION	21
1.1.8	FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA	22
2.	COMPONENTES Y CIRCUITOS	26
1.2.1	CIRCUITO NEUMÁTICO	26
1.2.2	COMPONENTES MECANICOS	29
1.2.3	COMPONENTES ELECTRONICOS	39
1.2.4	CIRCUITO ELECTRONICO	43
3.	CÁLCULOS JUSTIFICATIVOS	51
II.	ENSAYO Y RESULTADOS	56
III.	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	63
IV.	APENDICES	63
A.1	PLANOS	67
A.2	PRESUPUESTO	83
A.3	CODIGO FUENTE DEL MICROCONTROLADOR	87

LISTA DE FIGURAS

1.1 Sección frontal del riñón derecho	10
1.2 Nefrona y sus funciones biológicas	11
1.3 Recorridos de una sustancia a través de la nefrona	12
1.4 Gasto cardíaco y consumo de O ₂ para un peso de 70kg	13
1.5 Diagrama esquemático de un circuito de hemodiálisis	14
1.6 Hemofiltro de fibras huecas	15
1.7 Membrana semipermeable	15
1.8 Esquema simplificado circuito SCUF	16
1.9 Esquema simplificado circuito CVVH	16
1.10 Esquema simplificado circuito CVVHD	17
1.11 Esquema simplificado circuito CVVHDF	17
1.12 Bomba tubular de 5 centímetros cúbicos para hemofiltración	19
1.13 Esquema del nuevo sistema de hemofiltración	21
1.14 Etapa 1 del sistema de hemofiltración	22
1.15 Etapa 2 del sistema de hemofiltración	23
1.16 Etapa 3 del sistema de hemofiltración	23
1.17 Etapa 4 del sistema de hemofiltración	24
1.18 Etapa 5 del sistema de hemofiltración	24
1.19 Etapa 6 del sistema de hemofiltración	25
1.20 Esquema circuito neumático del sistema de hemofiltración	27
1.21 Esquema simplificado de conexiones del circuito electrónico del sistema de hemofiltración	40
1.22 Esquema completo de conexiones del circuito electrónico del sistema de hemofiltración.	42
2.1 Montaje realizado para el ensayo del sistema.	57
2.2 Panel frontal de conexiones de la unidad de control.	58
2.3 Numeración de los cables 1 y 2	59
2.4 Evolución temporal electroválvulas y potenciómetro para un ciclo del sistema.	61

3.1 Curva y ecuación Presión VS Caudal de la instalación obtenida experimentalmente.....	63
--	----

LISTA DE TABLAS

1.1 Componentes del circuito neumático del sistema de hemofiltración	26
1.2 Hoja de características compresor MBL6	29
1.3 Hoja de características cilindro neumático CQ2B20-50D.	30
1.4 Hoja de características electroválvula SY114-5MS-Q.	31
1.5 Hoja de características electroválvula VZ110-5M0Z-M5.	32
1.6 Hoja de características eyector de vacío ZH10B.	33
1.7 Hoja de características regulador de caudal AS1211F-M5-04.	34
1.8 Hoja de características regulador de presión AR1000.	35
1.9 Hoja de características potenciómetro lineal ELAP PM50.	36
1.10 Hoja de características válvula de corte modelo A.	37
1.11 Hoja de características válvula de corte modelo B.	38
1.12 Componentes del circuito electrónico del sistema de hemofiltración.	39
1.13 Hoja de características Arduino Leonardo.	43
1.14 Hoja de características fuente alimentación AC/DC VLT60-1003.	44
1.15 Hoja de características conmutador LM2825N 5.0V.	45
1.16 Hoja de características relé RT114005.	46
1.17 Hoja de características resistencia carbón 10 KOhm.	47
1.18 Hoja de características transistor BJT BD135.	48
1.19 Hoja de características diodo 1N4007.	49
1.20 Hoja de características placa protoboard 550 contactos.	50
1.21 Caudales de los elementos neumáticos y volumen de aire por ciclo del sistema.	54
2.1 Resultados del ensayo.	59
2.2 Valores monitorizados de electroválvulas y potenciómetro.	61
A.1 Fases del proyecto.	84
A.2 Coste del material.	85
A.3 Presupuesto del proyecto.	86

PARTE I

MEMORIA

1.1 MEMORIA DESCRIPTIVA

1.1.1 INTRODUCCION Y OBJETO

Como aplicación de los estudios de Ingeniería Industrial se me ha encargado realizar un trabajo que represente la aplicación de un buen número de conocimientos adquiridos en diversas materias, encuadradas principalmente en el terreno de las ciencias. La diversidad de los aspectos que tienen que considerarse para desarrollar nuevas máquinas requiere adquirir conocimientos en varias materias, aplicadas en forma específica para que basándonos en estos principios, podamos entender los fenómenos físicos y químicos que aplicados sobre una idea, dan como resultado un dispositivo, máquina u organización industrial que permite que algo mejore para la sociedad, bien en forma de menor esfuerzo físico para los seres humanos, bien para permitir que determinados bienes hagan más agradable la existencia, que salven vidas en circunstancias muy adversas, etc..

Es ésta la motivación, entender lo que son, por qué y cómo funcionan tantas máquinas que nos rodean a diario, como es que un conjunto de cosas, unidas y haciendo una labor constituyen un dispositivo que hace cosas que no podríamos hacer por nosotros mismos, estos son los motivos que me llevan a emplear importantes esfuerzos personales y recursos materiales en el concurso de adquirir el estatus que me sitúe en el umbral de ejercer como Ingeniero Industrial.

El objeto del presente estudio es elaborar toda la información necesaria para el diseño y fabricación de un novedoso sistema de hemofiltración con reposición de líquido a través de la membrana del hemofiltro.

Se trabajará sobre los datos facilitados por el inventor de dicho sistema, el doctor Juan F. del Cañizo López que trabaja actualmente en la unidad de medicina y cirugía experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Para elaborar este trabajo, se utilizarán herramientas informáticas de uso actual, fundamentalmente para la elaboración de los textos, cálculos y dibujos, utilizando los siguientes programas: Word, Autocad, CatiaV5, Excel.

1.1.2 SISTEMA URINARIO

Las partes más importantes del sistema urinario son el riñón y la nefrona. A continuación, se explicará brevemente la anatomía de ambas partes para entender bien el sistema biológico que se tiene que simular mecánicamente. Se necesitan conocer datos técnicos como, por ejemplo, la presión o el caudal de sangre con el que trabaja el sistema.

- RIÑÓN

El riñón es un órgano par, de aproximadamente de 13 cm de longitud según su eje mayor y unos 6 cm de anchura y 4 cm de grosor, siendo su peso entre 130 y 170 gramos.

Las funciones de los riñones son:

- La regulación de la osmolaridad de los fluidos corporales y su volumen.
- La regulación del balance de electrolitos.
- La regulación del balance ácido-base.
- La eliminación de productos del metabolismo y sustancias extrañas.
- La producción y excreción de hormonas que regulan la presión arterial, en particular de la renina, a través del sistema renina-angiotensina.
- La producción de otras sustancias importantes para el metabolismo como el calcitriol (forma activa de la vitamina D), prostaglandinas o eritropoyetina (sustancia que estimula la producción de hematíes en la médula ósea).

En un corte longitudinal del riñón (*figura 1.1*) distinguimos dos partes; la externa denominada **corteza**, tiene un aspecto amarillento y granulado, en ella están los corpúsculos renales (componente de filtración inicial de una **nefrona**) y una zona interna denominada **médula renal**.

La médula renal está constituida por 8 a 16 subdivisiones cónicas denominadas las pirámides renales. Cada pirámide está separada de la siguiente por tabiques o reparticiones notables de sustancia cortical que penetran en un ramo determinado en la medula con el nombre de las **columnas renales**. Las pirámides tienen una base dirigida a la corteza y una punta que sobresale, la papila. La unidad macroscópica de la estructura renal es el **lóbulo renal**. Cada uno está formado por una pirámide medular cónica, con un "capuchón" de tejido cortical. El vértice de cada pirámide forma una papila redondeada, que sobresale en el cáliz menor.

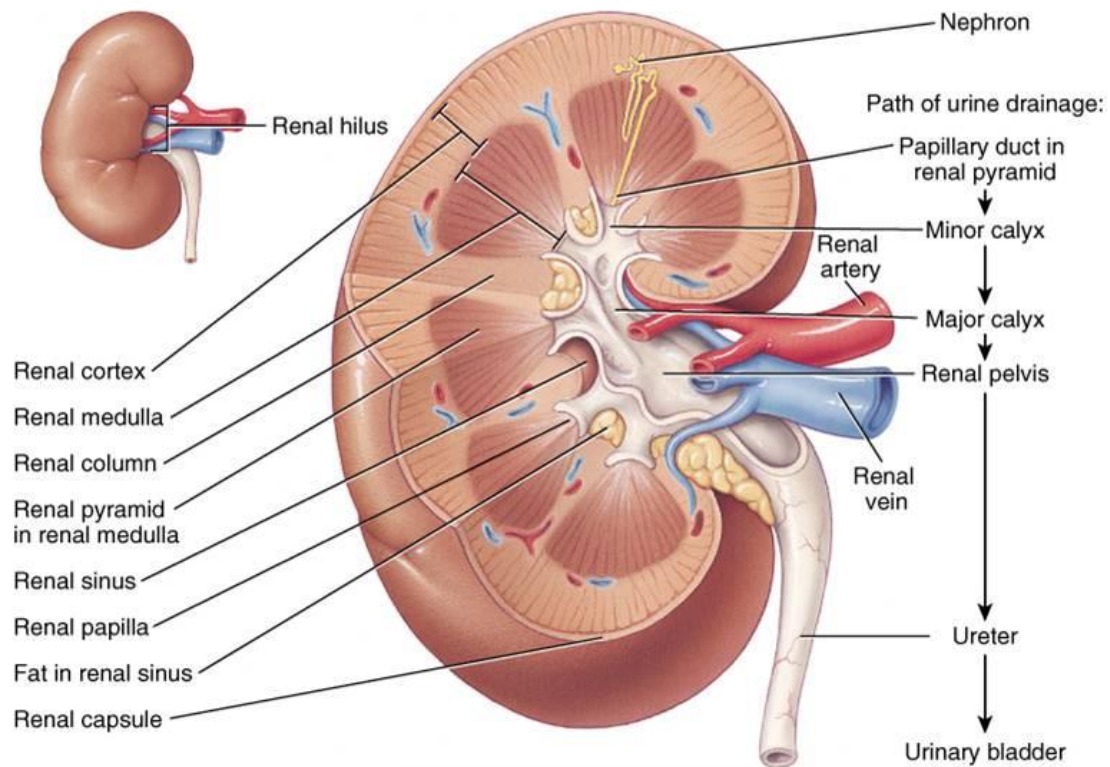


Figura 1.1 Sección frontal del riñón derecho.

- NEFRONA

La nefrona es la una unidad estructural y funcional básica del riñón, responsable de la purificación de la sangre. Su principal función es filtrar la sangre para regular el agua y las sustancias solubles, reabsorbiendo lo que es necesario y excretando el resto como orina. Está situada, como ya se citó anteriormente, principalmente en la corteza renal.

Las partes más importantes de la nefrona son:

-Corpúsculo renal (Glomérulo y cápsula de Bowman).

En el glomérulo, desde la sangre es recogido el líquido, en la cápsula de Bowman para formar el "filtrado glomerular", que luego será procesado a lo largo del túbulo renal para formar la orina.

Cápsula de Bowman: es una estructura similar a un saco que envuelve al glomérulo y realiza el filtrado de las sustancias que se van a excretar. Este proceso se llama filtrado glomerular.

-Túbulos proximales o capilares.

Los túbulos proximales son la parte de la nefrona que filtra y reabsorbe componentes de la sangre que pasa a través de los riñones. Sus paredes están compuestas por una sola capa de células cúbicas.

En la siguiente figura se observan las diferentes partes de la nefrona y las diferentes funciones biológicas que se van haciendo en su recorrido (filtrado, reabsorción, secreción y excreción):

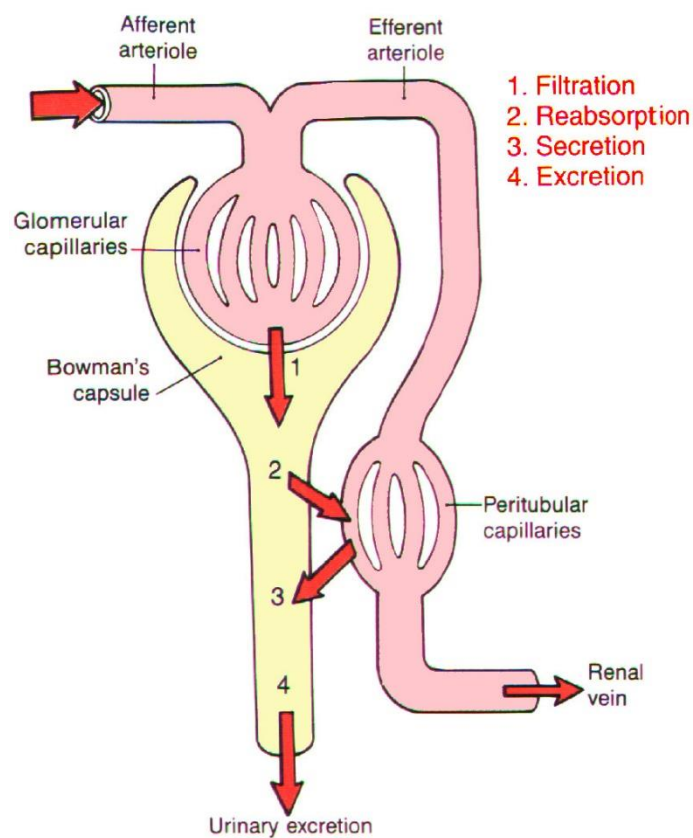


Figura 1.2 Nefrona y sus funciones biológicas.

Dentro de la nefrona, una sustancia puede realizar varios recorridos. Tenemos que tener todos ellos en cuenta ya que el caudal de orina dependerá de un camino u otro.

Se pueden tener cuatro diferentes recorridos que se pueden resumir con la siguiente figura:

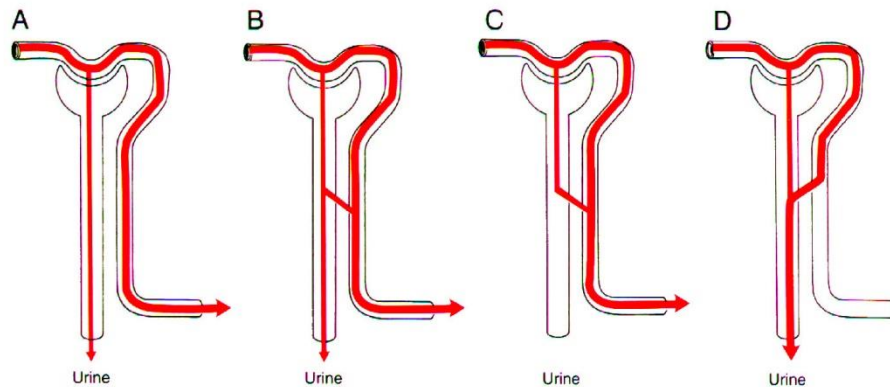


Figura 1.3 Recorridos de una sustancia a través de la nefrona.

- *Sustancia A.- Filtrada libremente pero no reabsorbida*
- *Sustancia B.- Filtrada libremente pero reabsorbida parcialmente en la sangre.*
- *Sustancia C.- Filtrada libremente pero reabsorbida en su totalidad por tanto no se excreta con la orina.*
- *Sustancia D.- Filtrada libremente, no reabsorbida y secretada activamente por el túbulo. Se excreta mayor cantidad de la que se filtra.*

Cuando el número de nefronas funcionales es inferior al 5% la notable capacidad de adaptación del riñón se hace ineficaz, apareciendo entonces los síntomas de la uremia descompensada. Es entonces cuando un sistema mecánico exterior tiene que realizar las funciones de purificación de la sangre. Existen dos técnicas principales de depuración extrarrenal: la hemodiálisis y la hemofiltración. El sistema que se describe en este proyecto está encaminado a la segunda técnica.

- FLUJO SANGUÍNEO RENAL (FSR)

Organo	Peso (gramos)	Q %	Q ml /100 gr tejido	VO2
Cerebro	1400	13	52	21
Circulación coronaria	300	4	75	11
Hígado y TGI	2600	24	52	23
Músculo esquelético	31000	21	4	27
Riñón	300	20	373	7
Q: % Gasto cardíaco (Gasto cardíaco de 5.6 Lts para un peso de 70 Kgs). V: % Consumo O2 (Consumo total de O2 = 0.25 L/min)				

Figura 1.4 Gasto cardíaco y consumo de O₂ para un peso de 70kg

El gasto cardíaco normal en una persona de 70 kg es aproximadamente de 5.6 l/min, de esa cantidad de sangre, alrededor del 20% fluye por el riñón en un minuto. Variando el mismo entre un 12-30%. Este porcentaje del gasto cardíaco que pasa por el riñón en un minuto se le denomina FRACCION RENAL.

$$Q_{\text{Riñón}} = \frac{20 \cdot 5.6}{100} = 1.12 \text{ l/min}$$

1.1.3 HEMODIALISIS

La hemodiálisis es una técnica que consiste en extraer la sangre del organismo a través de un acceso vascular y llevarla a un dializador (constituido por múltiples tubos) o filtro de doble compartimiento, en el cuál la sangre pasa por el interior de los capilares en un sentido, y el líquido de diálisis circula en sentido contrario bañando dichos capilares, así, ambos líquidos quedan separados por una membrana semipermeable.

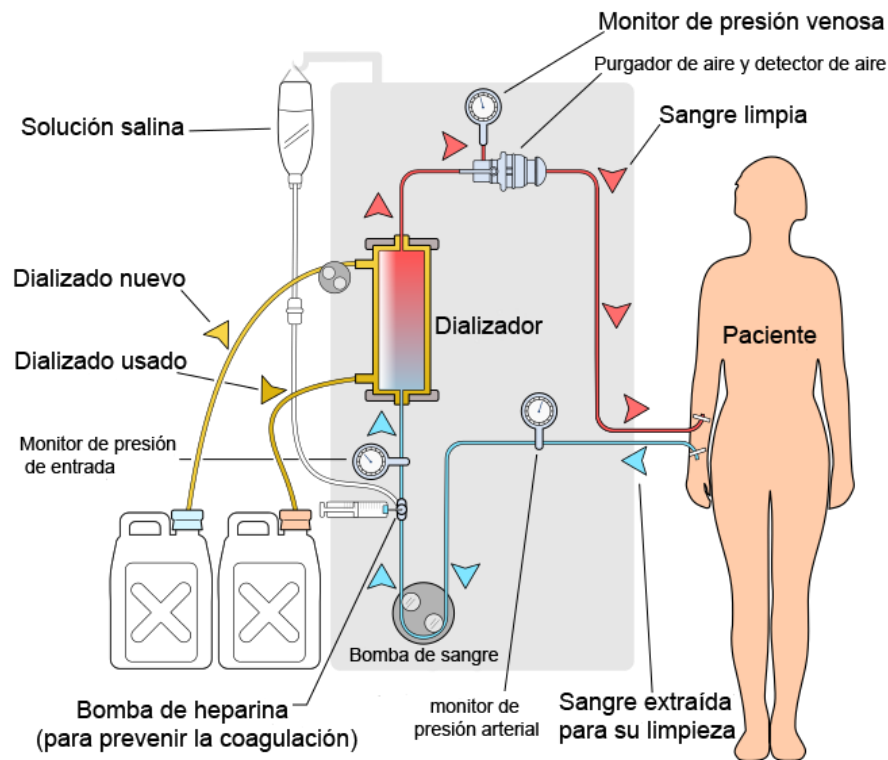


Figura 1.5 Diagrama esquemático de un circuito de hemodiálisis.

La diferencia de presión entre el interior y el exterior de los tubos (presión transmembrana) determina el paso de agua de la sangre al líquido de diálisis.

La diferencia de concentraciones entre los dos compartimentos hace que las sustancias difundan (difusión).

La hemodiálisis tiene tres objetivos:

- Eliminar las sustancias de desecho retenidas, tales como: urea, ácido úrico o creatinina.
- Compensación de los desequilibrios hidroelectrolíticos y ácidos básicos.
- Eliminación del exceso de líquido.

1.1.4 HEMOFILTRACION

La hemofiltración es una terapia de reemplazo renal similar a la hemodiálisis que es usada casi exclusivamente en las instalaciones de cuidado intensivo.

Se utiliza un dispositivo muy parecido al dializador denominado hemofiltro (es una membrana mucho más porosa que la usada en la hemodiálisis).



Figura 1.6 Hemofiltro de fibras huecas

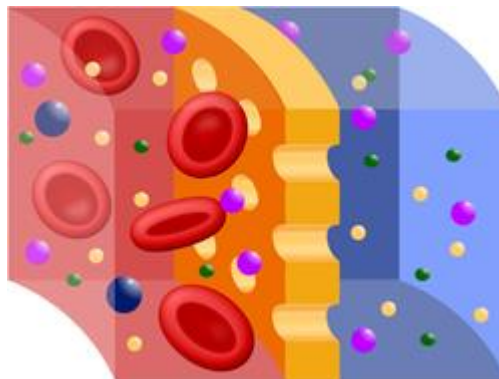


Figura 1.7 Membrana semipermeable

A diferencia de la hemodiálisis, en la hemofiltración no se hace circular líquido por el exterior de los tubos. La sangre se filtra a través de la pared de los tubos, eliminándose agua y todas aquellas moléculas capaces de atravesar el poro de la membrana (este fenómeno se conoce como convección).

Habitualmente hay que reponer agua y sustancias vitales para el paciente con una solución de reposición.

Su principal objetivo es retirar agua de un paciente con edemas.

1.1.5 PROCEDIMIENTOS DE HEMOFILTRACION Y HEMODIAFILTRACION CONTINUA

A continuación se van a explicar los actuales procedimientos de hemofiltración actuales. Por último, se explicará un proceso de hemodiafiltración que combina las dos técnicas explicadas anteriormente: diálisis + hemofiltración.

SCUF **(Slow continuous ultrafiltration)**

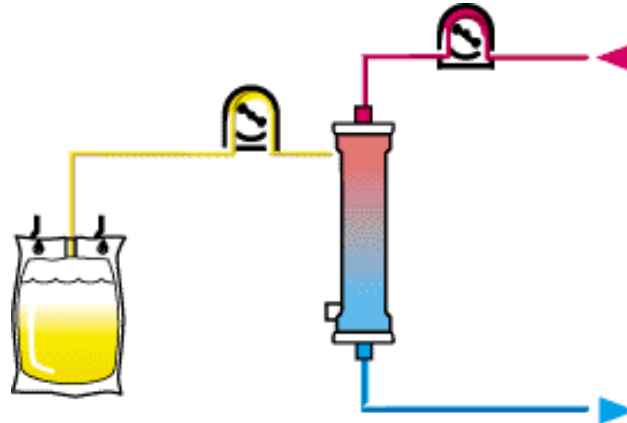


Figura 1.8 Esquema simplificado circuito SCUF

Es un proceso continuo de eliminación de líquido a través de una membrana porosa con el fin de extraer líquido del paciente. Tiene bajas tasas de filtración (8 ml/min). No se utiliza solución de reposición ni líquido de diálisis.

CVVH **(Continuous venovenous hemofiltration)**

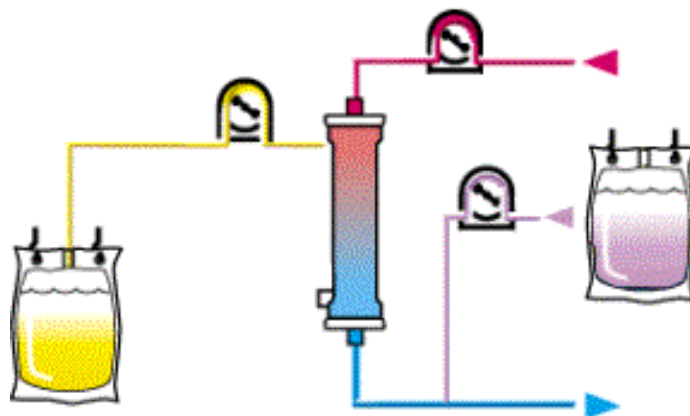


Figura 1.9 Esquema simplificado circuito CVVH

Es un proceso análogo al anterior pero con tasas de ultrafiltración muy altas. A diferencia del anterior, se infunde solución de reposición que puede administrarse pre-filtro o post-filtro.

CVVHD

(Continuous venovenous hemodialysis)

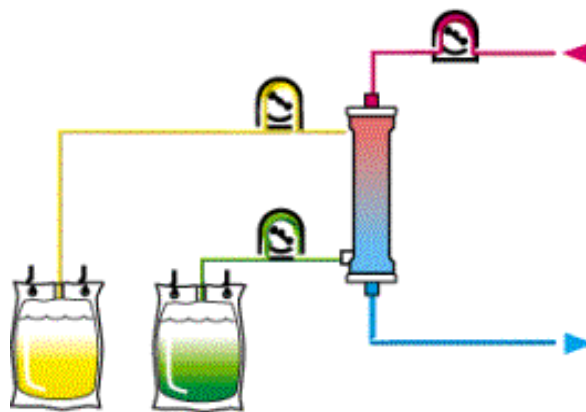


Figura 1.10 Esquema simplificado circuito CVVHD

La eliminación de solutos por difusión. El líquido de diálisis se bombea en sentido contrario al flujo de sangre.

CVVHDF

(Continuous venovenous hemodiafiltration)

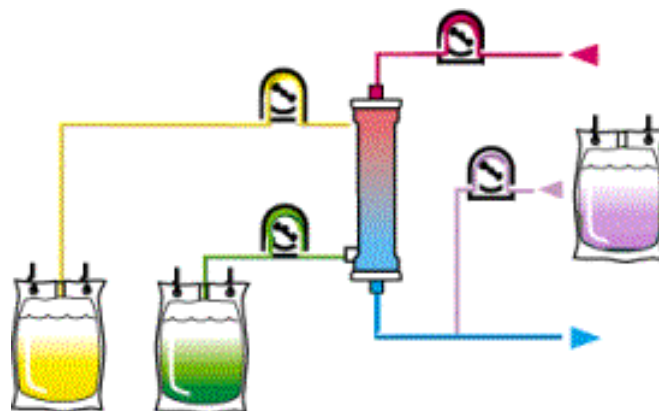


Figura 1.11 _Esquema simplificado circuito CVVHDF

La eliminación de solutos se hace por convección y difusión logrando tasas de ultrafiltración muy altas.

Se infunde líquido de reposición que puede administrarse pre-filtro o post-filtro. Simultáneamente se bombea líquido de diálisis en sentido inverso al del flujo de sangre.

1.1.6 **BOMBA TUBULAR Y SUS VENTAJAS**

Para el bombeo de la sangre se tiende a utilizar bombas tubulares en vez de las de rodillos. Esto se debe a las numerosas ventajas que nos ofrece esta bomba respecto a las otras.

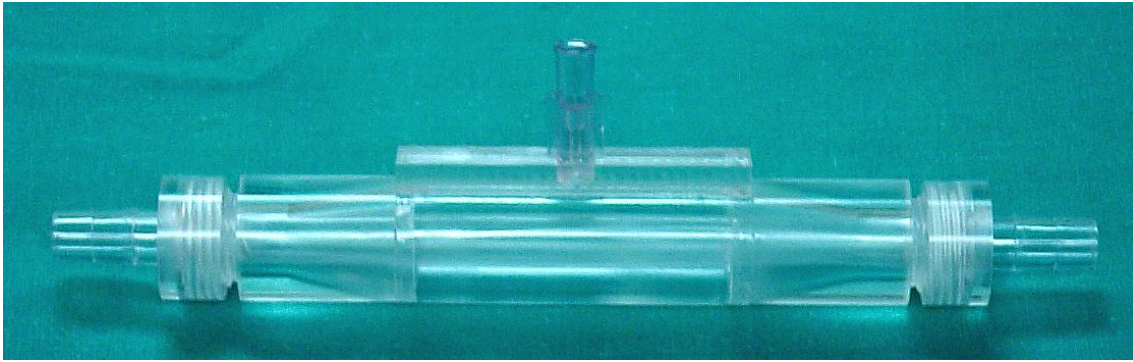


Figura 1.12 Bomba tubular de 5 centímetros cúbicos para hemofiltración.

La cámara de impulsión de la bomba es un tubo elástico de paredes finas que se encuentra en el interior de una cámara rígida, en la cual, es posible ejercer vacío gracias a una conexión con una consola de mando. El vacío aplicado a la cámara tubular hace que esta se dilate produciéndose el llenado de la cámara. Cuando se interrumpe el vacío y la cámara rígida se conecta a la presión atmosférica la recuperación elástica de la membrana provoca la impulsión de la sangre.

Las válvulas convencionales se han sustituido por válvulas de pinza colocadas en las cánulas de entrada y salida de la bomba.

Ventajas de la bomba tubular:

- Es una bomba que genera un flujo pulsátil similar al fisiológico, con las ventajas que esto aporta desde el punto de vista fisiopatológico, pero con un coste sensiblemente inferior.

- El vacío aplicado a la cámara tubular hace que esta se dilate de forma homogénea sin que existan arrugas que puedan favorecer la formación de agregados plaquetarios y coágulos.
- La utilización exclusiva de vacío hace que, en caso de perforación de la membrana, nunca entre gas en el interior de la cámara sanguínea ya que la presión en ésta es siempre superior a la de la cámara externa, evitándose la posibilidad de embolias gaseosas.
- Las lesiones de los elementos formes de la sangre (hemólisis) se minimizan en éste dispositivo ya que la única fuente de lesión la constituye el cierre de las válvulas de pinza que se realiza únicamente en dos puntos concretos, a diferencia de la bomba de rodillos que va exprimiendo el contenido del tubo continuamente.
- La bomba tubular no es oclusiva y la máxima presión que puede generar está limitada por las características de la membrana, por tanto una obstrucción en la salida o en la entrada lo único que provoca es el paro de la bomba sin que en ningún caso pueda destruirse el circuito.
- En las aplicaciones con oxigenadores o con hemofiltros se pueden diseñar bombas cuya presión máxima de trabajo sea inferior a la presión de rotura de estos dispositivos con lo cual será imposible la destrucción de los mismos y no se necesitan sistemas de seguridad que paren la bomba en caso de sobrepresión.
- La bomba utiliza válvulas de pinza (Válvulas de cierre) sobre las cánulas, la parte desechable es fácil de construir y, por tanto, muy barata. Este tipo de válvulas hace además que la bomba pueda ser muy pequeña y las cánulas muy finas tal y como se requiere en los dispositivos pediátricos.

1.1.7 DESCRIPCION DEL NUEVO SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN

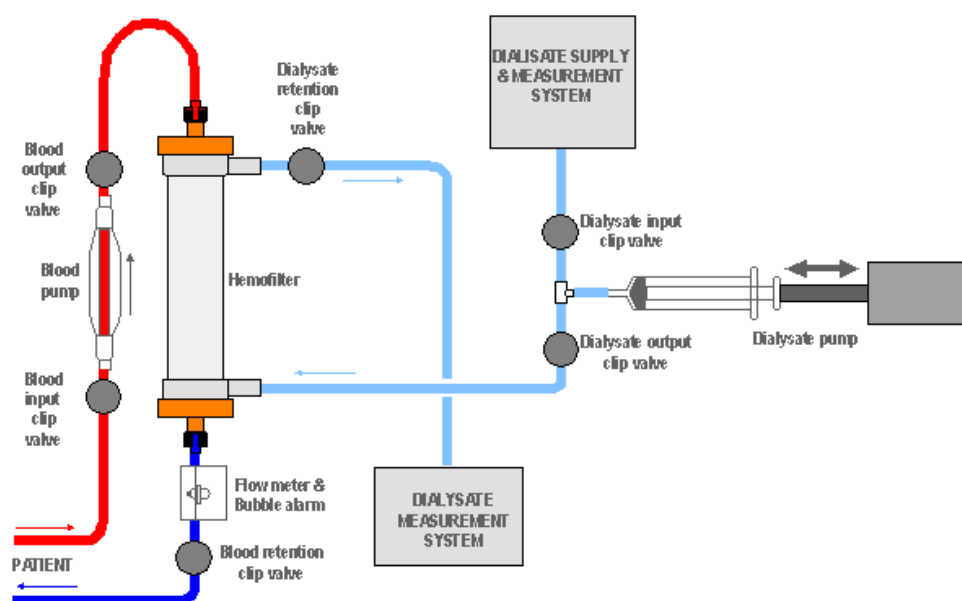


Figura 1.13 Esquema del nuevo sistema de hemofiltración.

En los sistemas convencionales la infusión del líquido de reposición se efectúa habitualmente después del hemofiltro, aunque en algunos casos se realiza antes del mismo (predilución).

Si la tasa de hemofiltración es alta, la sangre se concentra en el hemofiltro (aumenta su viscosidad) aumenta la resistencia hidráulica del mismo y el riesgo de coagulación.

Si la reposición se hace antes del filtro este efecto disminuye (la sangre se prediluye), pero entonces disminuye la eficacia del procedimiento ya que se filtra parte del líquido limpio repuesto.

Las características pulsátiles de la bomba tubular hacen que la presión transmembrana durante la hemofiltración no sea constante, es máxima durante la sístole de la bomba y prácticamente cero durante la diástole.

Esta circunstancia puede aprovecharse para que, con otra bomba de jeringa colocada en el circuito de líquido reposición, se pueda infundir el líquido utilizando la propia membrana *invirtiendo el flujo a través de la misma*.

Si el volumen de líquido repuesto en cada latido es aproximadamente el mismo que el volumen de líquido ultrafiltrado, el hematocrito en el interior de la fibra no se modificará.

1.1.8 FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

El sistema se puede describir en las siguientes etapas que se explicarán a continuación. Para modelizarlo, utilizaremos las siguientes figuras (*figuras 14, 15, 16, 17, 18, 19*) donde a la izquierda se sitúa la bomba de sangre, a la derecha la bomba de diálisis (bomba de jeringa) y en el centro queda el hemofiltro. Por tanto, en la parte superior tenemos el circuito de sangre y en la inferior el circuito de diálisis (con líquido de reposición dependiendo de si el sistema se usa para hemofiltración o hemodiafiltración). También se observan, tanto en el circuito de sangre como en el de diálisis, las válvulas de pinza (o de cierre) utilizadas para permitir o no el paso de fluido.

-Etapa 1

En esta primera etapa la sangre proveniente de la bomba tubular entra en el hemofiltro (en el interior de los tubos), y por el exterior de éste se encuentra el líquido de diálisis. La bomba de jeringa está en su punto más bajo, es decir, con el cilindro neumático extendido y la bomba de sangre en su punto de máxima expansión (diástole).

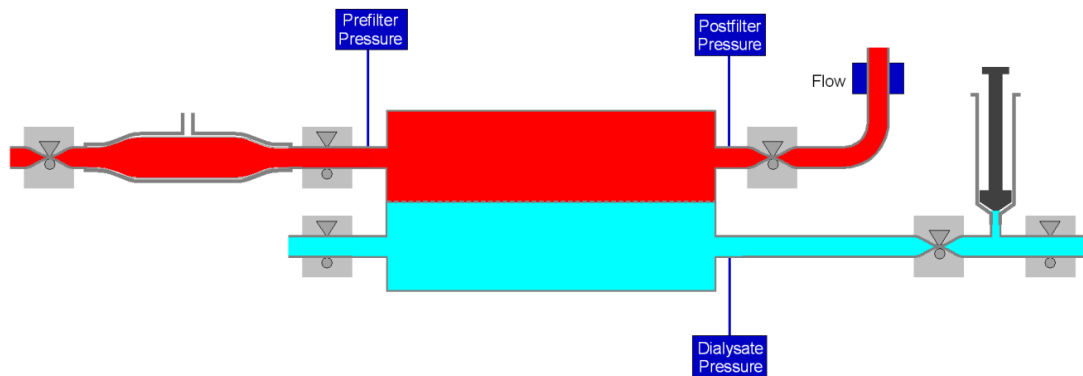


Figura 1.14 Etapa 1 del sistema de hemofiltración.

-Etapa 2

En esta etapa la sangre empieza a filtrarse a través de la pared de los tubos gracias a que la bomba tubular empieza a ejercer presión. Este fenómeno se conoce como convección (moléculas pasando a través del poro de la membrana).

Por otro lado, la jeringa empieza a extraer líquido de diálisis. Las válvulas de cierre siguen manteniendo su misma posición que la etapa anterior.

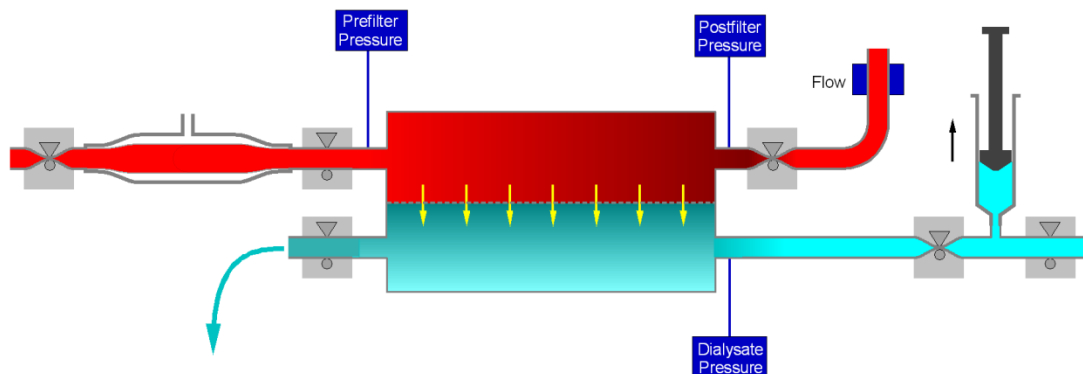


Figura 1.15 Etapa 2 del sistema de hemofiltración.

-Etapa 3

En esta etapa termina el fenómeno de convección. La válvula de pinza situada a la salida del hemofiltro del circuito de sangre se abre y ésta continúa su regreso hacia el paciente ya purificada. La bomba tubular termina su movimiento de contracción (sístole) y la jeringa se encuentra en su punto más alto, es decir, con el cilindro neumático totalmente retraído.

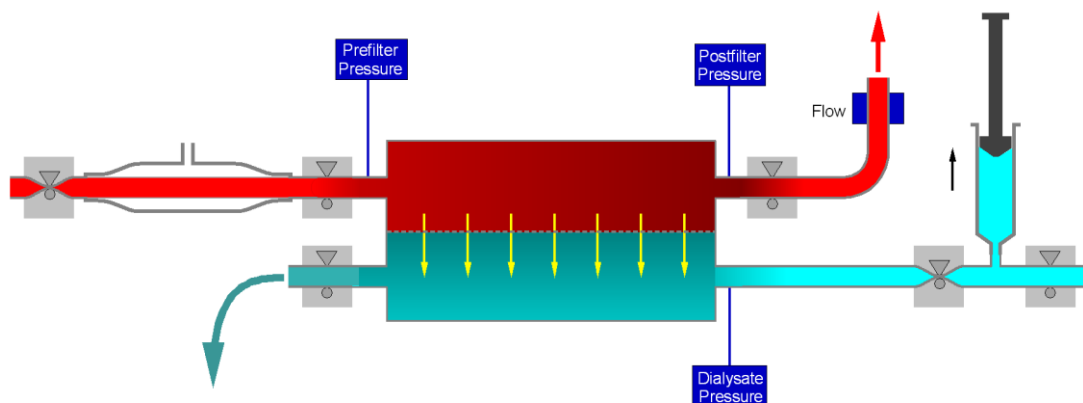


Figura 1.16 Etapa 3 del sistema de hemofiltración.

-Etapa 4

En esta cuarta etapa la válvula de cierre situada a la izquierda de la bomba de jeringa se abre y las situadas a izquierda y derecha del hemofiltro en el lado de la sangre se cierran permitiendo que el líquido de diálisis circule, y, por tanto, limpiando el hemofiltro con las moléculas de

sangre ya filtradas. Se observa como en esta etapa la jeringa llega aproximadamente a la mitad de su recorrido, lo suficiente como para limpiar el hemofiltro e introducir líquido limpio en él.

Por otro lado, se empezará a ejercer vacío sobre la bomba de sangre empezando el movimiento de diástole.

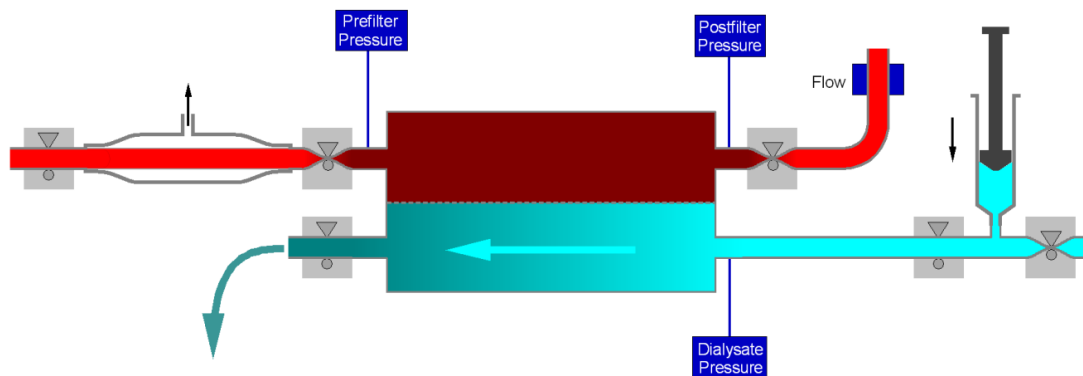


Figura 1.17 Etapa 4 del sistema de hemofiltración.

-Etapa 5

Esta etapa y la siguiente son en las que se invierte el flujo a través de la membrana y dónde se realiza la reposición de líquido, incorporando así la nueva funcionalidad del sistema.

La válvula de pinza situada la salida del hemofiltro del circuito de diálisis se cierra y la bomba de jeringa ejerce ahora la presión sobre la membrana. El líquido entra en la sangre reponiendo la cantidad que había sido filtrada.

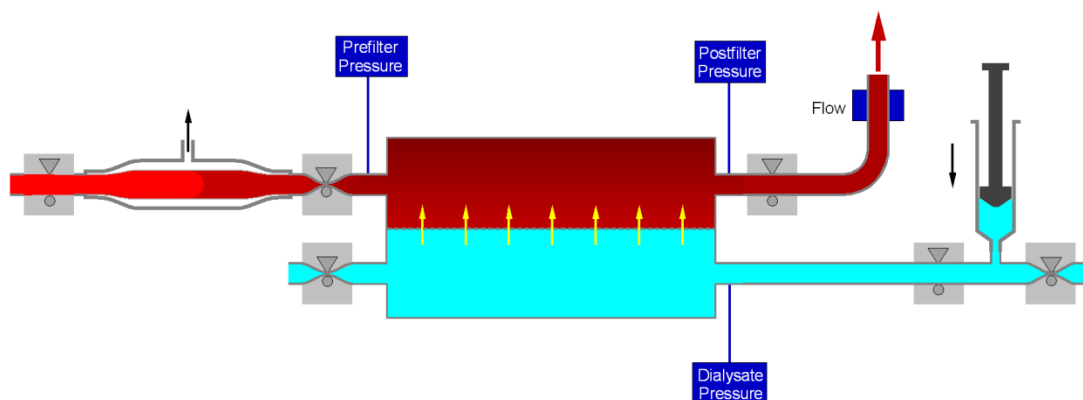


Figura 1.18 Etapa 5 del sistema de hemofiltración.

-Etapa 6

En la última etapa se termina de reponer todo el líquido. La jeringa termina de extenderse y la bomba tubular completa su movimiento de diástole. A continuación volveríamos a la etapa 1 y empezaría un nuevo ciclo.

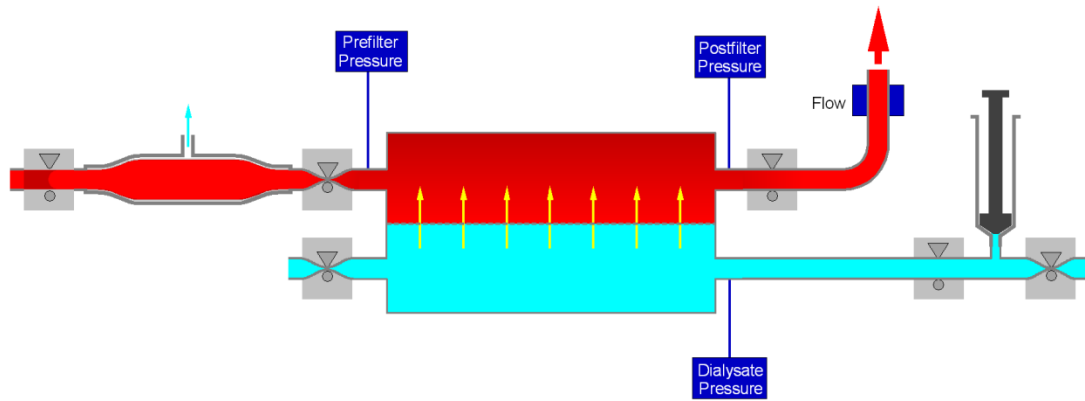


Figura 1.19 Etapa 6 del sistema de hemofiltración.

1.2 COMPONENTES Y CIRCUITOS

1.2.1 CIRCUITO NEUMÁTICO

En la siguiente tabla se muestra el total de componentes que necesita el circuito neumático del sistema de hemofiltración. En la primera columna se da el nombre técnico del componente, en la segunda la numeración elegida dentro del circuito neumático, en la tercera el número total de unidades y en la última el número de plano correspondiente (ver anexo).

COMPONENTE	NUMERACION	NUMERO UNIDADES	NUMERO DE PLANO
Compresor	1	1	proyecto-101
Electroválvula 3 vías SMC VZ110	2	1	proyecto-102
Eyector de vacío SMC ZH10b	3	1	proyecto-103
Racor bomba	4	1	proyecto-104
Electroválvula 3 vías SMC SY114	5	9	proyecto-105
Regulador de presión SMC AR1000	6	1	proyecto-106
Bomba tubular	7	1	proyecto-107
Cilindro neumático doble efecto SMC	8	1	proyecto-108
Potenciómetro lineal ELAP PM50	9	1	proyecto-109
Regulador de caudal SMC AS1211f	10	2	proyecto-110
Válvula de cierre modelo A	11	4	proyecto-111
Válvula de cierre modelo B	12	2	proyecto-112
Tapón bomba	13	1	proyecto-113

Tabla 1.1 Componentes del circuito neumático del sistema de hemofiltración.

En la figura siguiente se muestra el circuito neumático con los componentes representados con su correspondiente símbolo neumático y con la numeración de la tabla:

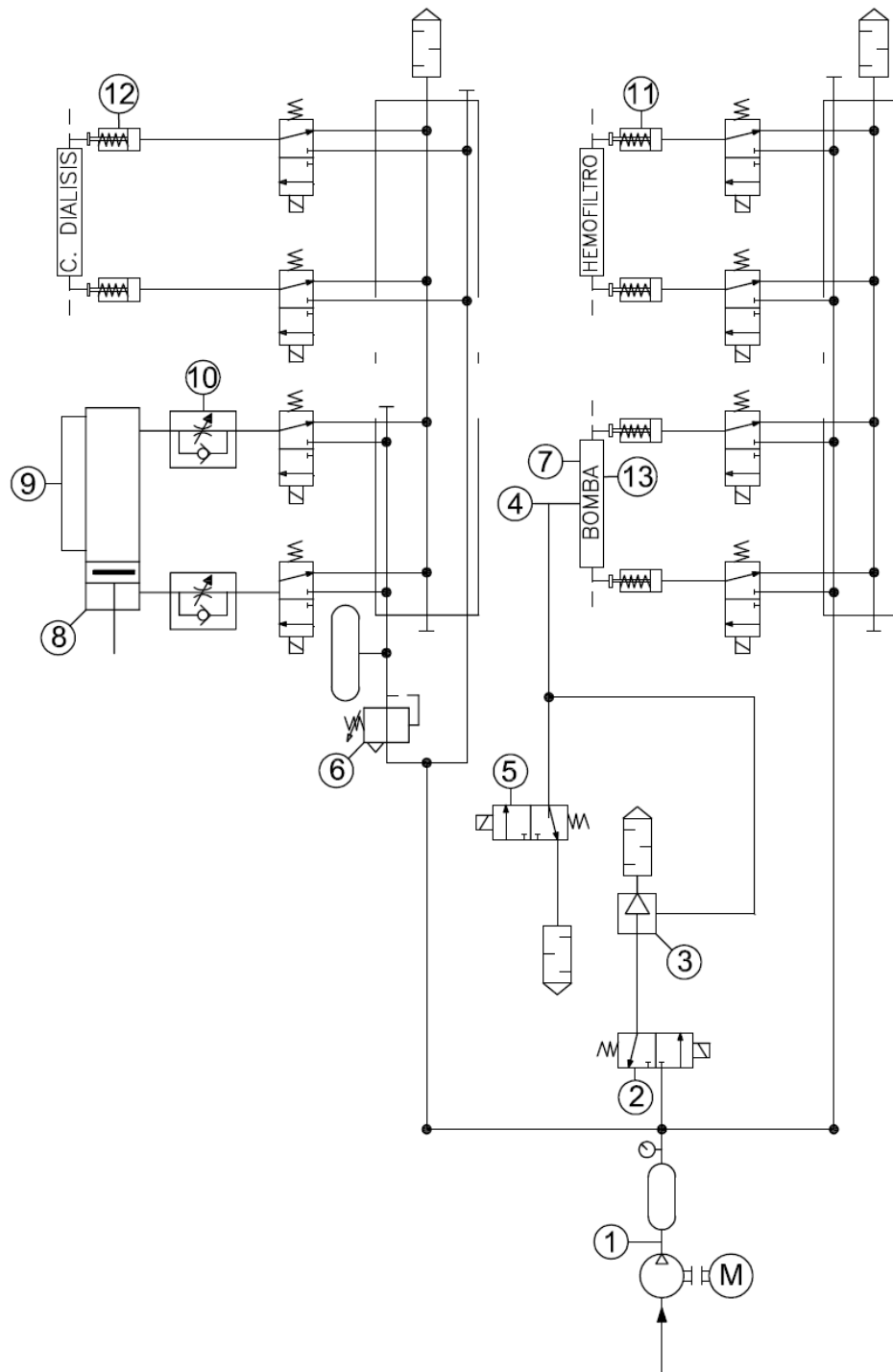


Figura 1.20 Esquema circuito neumático del sistema de hemofiltración.

Explicación del circuito:

El aire del compresor (1) se divide en tres líneas de aire comprimido. Se explicarán a continuación cada una de las líneas de izquierda a derecha.

En la línea de la izquierda, por un lado el aire alimenta el cilindro neumático (8), cuyo avance y retroceso es controlado con las electroválvulas de 3 vías (5), y, por el otro lado, el aire cierra y abre el circuito de diálisis con las válvulas de cierre (12). Se coloca un regulador de presión (6) a la entrada de esta línea para proteger el cilindro neumático de sobrepresiones que se puedan producir. Para controlar la velocidad de avance y retroceso del cilindro se colocan reguladores de caudal (10). Este conjunto de la izquierda actuaría como bomba para impulsar el líquido de diálisis al hemofiltro.

En la línea central, el aire alimenta el eyector de vacío (3), el cual servirá para realizar el movimiento de sístole y diástole de la bomba tubular (7) mediante el racor de la bomba (4). La electroválvula de tres vías (2) permite la entrada de aire al eyector para realizar el vacío y, por tanto, el movimiento de diástole (expansión). Con la electroválvula de tres vías (5) se controla la entrada de aire exterior y, por tanto, sirve para deshacer el vacío y realizar el movimiento de sístole de la bomba (contracción). Este conjunto central actuaría como control de la bomba tubular para impulsar la sangre del paciente al hemofiltro.

En la línea de la derecha, el aire alimenta las válvulas de cierre (11) tanto de la bomba tubular como del hemofiltro. Este conjunto se encarga de cerrar el circuito de diálisis a la salida del hemofiltro y permitir que la entrada de líquido reposición se pueda infundir utilizando la propia membrana del hemofiltro invirtiendo el flujo a través de la misma.

1.2.2 COMPONENTES MECANICOS


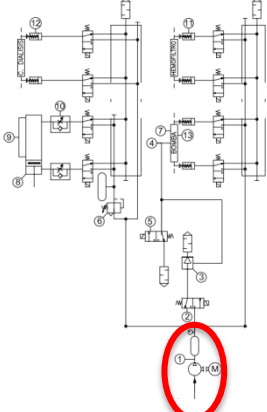
NOMBRE
Compresor Michelin MBL6
IMAGEN

CARACTERISTICAS TECNICAS
<ul style="list-style-type: none"> • Presión 7 bares • Potencia 0,4 cv • Capacidad del calderín 6 litros • Caudal 33 l/min • Peso 6,3 kg • Autolubricación Sí • Incluye 2 manómetros Michelin. • Equipado con regulador de presión. • Sistema antivibraciones.
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMATICO


Tabla 1.2 Hoja de características compresor MBL6.


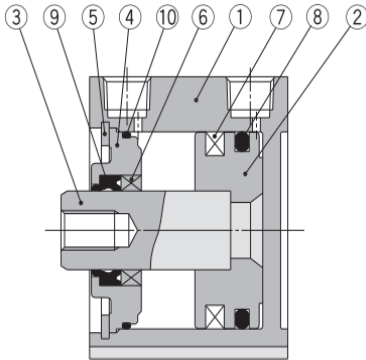
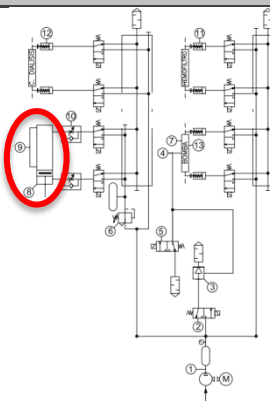
NOMBRE												
Cilindro neumático compacto doble efecto CQ2B20-50D												
Diámetro embolo = 20 mm												
Carrera = 50 mm												
IMAGEN												
												
CARACTERISTICAS TECNICAS												
Diámetro (mm)		12	16	20	25	32	40	50	63	80	100	
Funcionamiento		Doble efecto con vástago simple										
Fluido		Aire										
Presión de prueba		1.5 MPa										
Presión máx. de trabajo		1.0 MPa										
Presión mín. de trabajo		0.07 MPa		0.05 MPa								
Temperatura ambiente y de fluido		Sin detección magnética: -10 a 70°C (sin congelación) Con detección magnética: -10 a 60°C (sin congelación)										
Lubricación		No necesaria (sin lubricación)										
Velocidad del émbolo		50 a 500 mm/s										
Energía cinética admisible (J)	Estándar	0.022	0.038	0.055	0.09	0.15	0.26	0.46	0.77	1.36	2.27	
	Con tope elástico	0.043	0.075	0.11	0.18	0.29	0.52	0.91	1.54	2.71	4.54	
Tolerancia de longitud de carrera		+1.0 mm (Nota) 0										
LISTA DE COMPONENTES												
												
Nº	Descripción	Material		Nota								
1	Camisa del cilindro	Aleación de aluminio		Anodizado duro								
2	Émbolo	Aleación de aluminio		Cromado								
3	Vástago	Acero inoxidable		ø12 a ø25								
		Acero al carbono		ø32 a ø100, Cromado duro								
4	Culata	Aleación de aluminio		ø12 a ø40, Anodizado								
		Aleación de aluminio fundido		ø50 a ø100, Cromado, pintado								
5	Anillo de retención	Acero al carbono		fosfatado								
6	Casquillo	Aleación para cojinetes		Para ø50 o más únicamente								
7	Imán	—										
8	Junta del émbolo	NBR										
9	Junta del vástago	NBR										
10	Junta de estanqueidad	NBR										
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMATICO												
												

Tabla 1.3 Hoja de características cilindro neumático CQ2B20-50D.


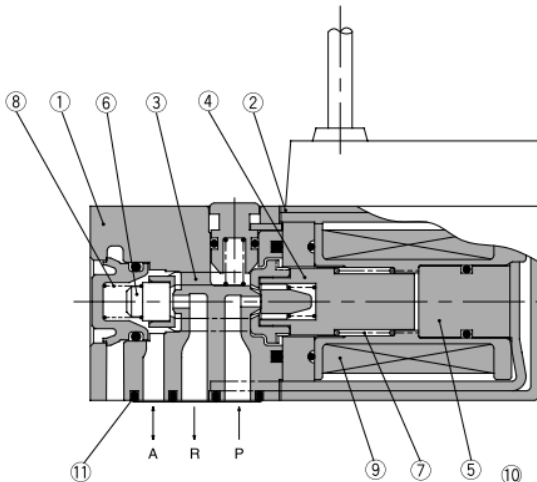
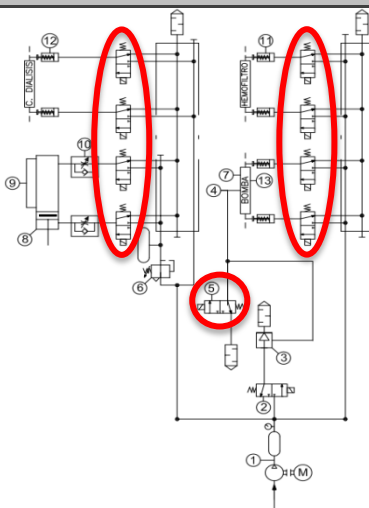
NOMBRE						
Electroválvula 3 vías con corredera de sellado elástico N/C SY114-5MS-Q						
IMAGEN						
						
CARACTERISTICAS TECNICAS						
Fluido	Aire comprimido					
Temperatura ambiente y de fluido (°C)	Máx. 50 °C					
Tiempo de respuesta (ms) ⁽¹⁾	10ms o menos					
Frecuencia máx. de trabajo (Hz)	20					
Accionamiento manual	Modelo de presión sin enclavamiento, modelo con enclavamiento ranurado Enclavamiento con destornillador, enclavamiento con mando giratorio					
Lubricación	No necesaria					
Posición de montaje	libre					
Impacto/resistencia a las vibraciones (m/s2) ⁽²⁾	150/30					
Protección	A prueba de polvo					
LISTA DE COMPONENTES						
<div>  </div>						
Nº	Designación	Material	Observaciones			
①	Cuerpo	Resina	Gris			
②	Cubierta	Resina	Gris			
③	Vástago de empuje	Resina	—			
④	Armadura	NBR/Acero inoxidable	—			
⑤	Núcleo	Acero inoxidable	—			
⑥	Válvula de asiento de escape	NBR	—			
⑦	Muelle de retorno	Acero inoxidable	—			
⑧	Muelle de asiento	Acero inoxidable	—			
⑨	Bobina	—	—			
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMÁTICO						
						

Tabla 1.4 Hoja de características electroválvula SY114-5MS-Q.


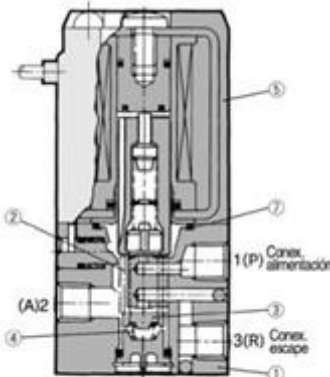
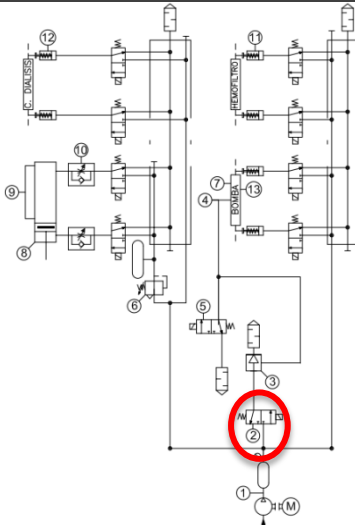

NOMBRE																						
Electroválvula 3 vías corredera elástica VZ110-5M0Z-M5																						
IMAGEN																						
																						
CARACTERISTICAS TECNICAS																						
Fluido	Aire comprimido																					
Rango de presión de trabajo	Véase abajo																					
Temperatura ambiente y de fluido (°C)	Máx. 50																					
Tiempo de respuesta (ms) ⁽¹⁾	15 o menos																					
Frecuencia máx. de trabajo (Hz)	15																					
Área efectiva	Véase abajo																					
Accionamiento manual	Pulsador sin enclavamiento																					
Lubricación	Sin lubricación																					
Posición de montaje	Universal																					
Resistencia a impactos/vibraciones (m/s ²) ⁽²⁾	300/50																					
Protección	Resistente al polvo																					
LISTA DE COMPONENTES																						
	<table> <tr> <th>Nº</th><th>Designación</th><th>Material</th><th>Observaciones</th></tr> <tr> <td>①</td><td>Cuerpo</td><td>ZDC</td><td>Platino</td></tr> <tr> <td>②</td><td>Vástago de empuje</td><td>Resina</td><td></td></tr> <tr> <td>③</td><td>Asiento NBR</td><td>NBR</td><td></td></tr> <tr> <td rowspan="3">④</td><td>N.C. Anillo de seguridad</td><td rowspan="2">SUS</td><td rowspan="2"></td></tr> <tr> <td>N.A. Muelle de asiento</td></tr> </table>	Nº	Designación	Material	Observaciones	①	Cuerpo	ZDC	Platino	②	Vástago de empuje	Resina		③	Asiento NBR	NBR		④	N.C. Anillo de seguridad	SUS		N.A. Muelle de asiento
Nº	Designación	Material	Observaciones																			
①	Cuerpo	ZDC	Platino																			
②	Vástago de empuje	Resina																				
③	Asiento NBR	NBR																				
④	N.C. Anillo de seguridad	SUS																				
	N.A. Muelle de asiento																					
	<p>Lista de recambios</p> <table> <tr> <th>Nº</th><th>Designación</th><th>Ref.</th><th>Material</th><th>Observ.</th></tr> <tr> <td>⑤</td><td>Conj. bobina</td><td>DXT170-A-□□□</td><td>Epoxy, acero inoxidable</td><td>VZ110</td></tr> <tr> <td>⑥</td><td>Conj. bobina</td><td>DXT170-E-□□□</td><td>Epoxy, acero inoxidable</td><td>VZ120</td></tr> <tr> <td>⑦</td><td>Junta tórica</td><td>13 X 11 X 1</td><td>NBR</td><td>Común con VZ300</td></tr> </table>	Nº	Designación	Ref.	Material	Observ.	⑤	Conj. bobina	DXT170-A-□□□	Epoxy, acero inoxidable	VZ110	⑥	Conj. bobina	DXT170-E-□□□	Epoxy, acero inoxidable	VZ120	⑦	Junta tórica	13 X 11 X 1	NBR	Común con VZ300	
Nº	Designación	Ref.	Material	Observ.																		
⑤	Conj. bobina	DXT170-A-□□□	Epoxy, acero inoxidable	VZ110																		
⑥	Conj. bobina	DXT170-E-□□□	Epoxy, acero inoxidable	VZ120																		
⑦	Junta tórica	13 X 11 X 1	NBR	Común con VZ300																		
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMATICO																						
																						

Tabla 1.5 Hoja de características electroválvula VZ110-5M0Z-M5.

NOMBRE

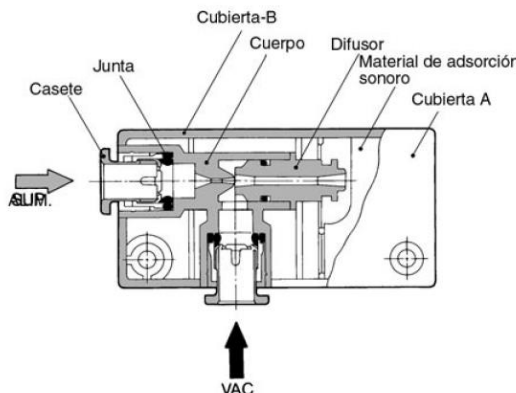
Eyector de vacío tipo caja con silenciador incorporado
ZH10B

IMAGEN



CARACTERISTICAS TECNICAS											
Modelo	Diám. boquilla (mm)	Tipo caja	Depresión máxima* (kPa)		Caudal máx. de succión (l/min (ANR))		Consumo de aire (l/min (ANR))	Conexión (Conexión instantánea/roscada)			Peso (g)
			Tipo S	Tipo L	Tipo S	Tipo L		ALIM.	VAC	ESC.	
ZH05B□	0.5	Tipo caja (Con silenciador incorporado)	-48	-48	5	8	13	ø6/Rc1/8	ø6/Rc1/8	—	28
ZH07B□	0.7				12	20	23				28
ZH10B□	1.0				24	34	46				33
ZH13B□	1.3				40	70	78				66
ZH05D□	0.5	Tipo montaje individual (sin silenciador)	-88	-48	5	8	13	ø6/Rc1/8	ø6/Rc1/8	ø6/Rc1/8	11
ZH07D□	0.7				12	20	23				12
ZH10D□	1.0				24	34	46				16
ZH13D□	1.3				40	70	78				27
ZH15D□	1.5	Tipo montaje individual (sin silenciador)	-88	-53	55	75	95	ø10/Rc1/4	ø12/Rc3/8	ø12/Rc3/8	43
ZH18D□	1.8				65	110	150	ø12/Rc3/8			55
ZH20D□	2.0				85	135	185	ø12/Rc3/8			95
								ø16/Rc1/2			
*Presión de alimentación: 0.45MPa.											

LISTA DE COMPONENTES



UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMATICO

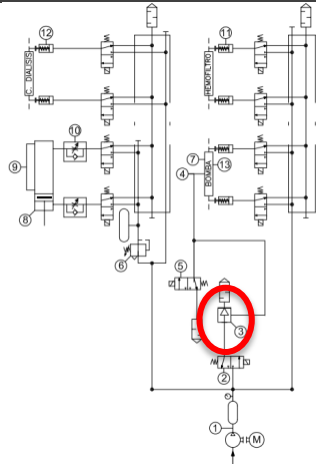


Tabla 1.6 Hoja de características eyector de vacío ZH10B.


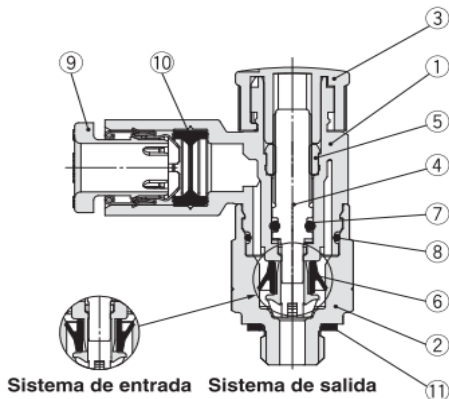
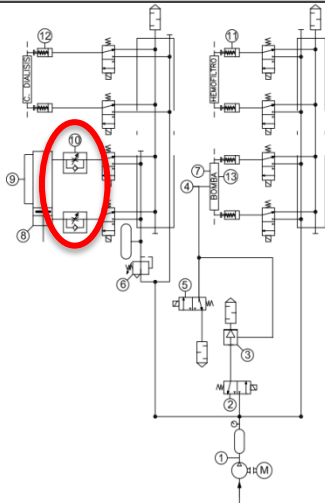
NOMBRE																																																			
Regulador de caudal con conexión instantánea/modelo en codo																																																			
AS1211F-M5-04																																																			
IMAGEN																																																			
																																																			
CARACTERISTICAS TECNICAS																																																			
Fluido	Aire																																																		
Presión de prueba	1.5 MPa																																																		
Presión máx. de trabajo	1 MPa																																																		
Presión mín. de trabajo	0.1 MPa																																																		
Temperatura ambiente y de fluido	-5 a 60°C (sin congelación)																																																		
Material de tubo aplicable	Nylon, nylon flexible, poliuretano <i>Nota)</i>																																																		
LISTA DE COMPONENTES																																																			
<div>  </div>																																																			
<div> <div>Lista de componentes</div> <table> <tr> <th>Nº</th><th>Descripción</th><th>Material</th><th>Nota</th></tr> <tr> <td>1</td><td>Cuerpo A</td><td>PBT</td><td></td></tr> <tr> <td>2</td><td>Cuerpo B</td><td>Latón</td><td>Niquelado electrolíticamente</td></tr> <tr> <td>3</td><td>Pomo</td><td>POM</td><td></td></tr> <tr> <td>4</td><td>Tornillo</td><td>PBT</td><td></td></tr> <tr> <td>5</td><td>Guía del tornillo</td><td>Lámina de acero</td><td>Zinc cromado</td></tr> <tr> <td>6</td><td>Junta en V</td><td>HNBR</td><td></td></tr> <tr> <td>7</td><td>Junta tórica</td><td>NBR</td><td></td></tr> <tr> <td>8</td><td>Junta tórica</td><td>NBR</td><td></td></tr> <tr> <td>9</td><td>Cassette</td><td>—</td><td></td></tr> <tr> <td>10</td><td>Junta</td><td>NBR</td><td></td></tr> <tr> <td>11</td><td>Junta de estanqueidad</td><td>NBR/Acero inoxidable</td><td></td></tr> </table> </div>				Nº	Descripción	Material	Nota	1	Cuerpo A	PBT		2	Cuerpo B	Latón	Niquelado electrolíticamente	3	Pomo	POM		4	Tornillo	PBT		5	Guía del tornillo	Lámina de acero	Zinc cromado	6	Junta en V	HNBR		7	Junta tórica	NBR		8	Junta tórica	NBR		9	Cassette	—		10	Junta	NBR		11	Junta de estanqueidad	NBR/Acero inoxidable	
Nº	Descripción	Material	Nota																																																
1	Cuerpo A	PBT																																																	
2	Cuerpo B	Latón	Niquelado electrolíticamente																																																
3	Pomo	POM																																																	
4	Tornillo	PBT																																																	
5	Guía del tornillo	Lámina de acero	Zinc cromado																																																
6	Junta en V	HNBR																																																	
7	Junta tórica	NBR																																																	
8	Junta tórica	NBR																																																	
9	Cassette	—																																																	
10	Junta	NBR																																																	
11	Junta de estanqueidad	NBR/Acero inoxidable																																																	
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMÁTICO																																																			
																																																			

Tabla 1.7 Hoja de características regulador de caudal AS1211F-M5-04.

<

Tabla 1.8 Hoja de características regulador de presión AR1000.

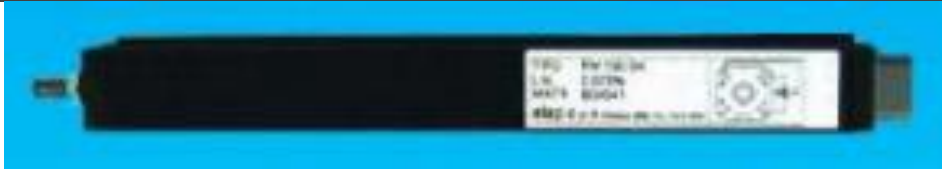
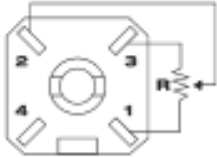
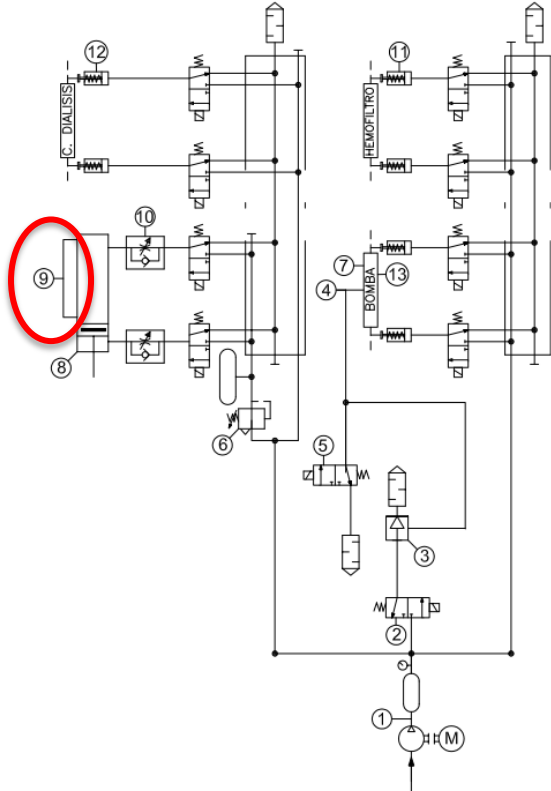
NOMBRE	
Potenciómetro lineal ELAP PM50	
IMAGEN	
	
CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	
Carrera	50 mm
Elemento resistivo	Plástico conductivo
Valor resistivo	5KOhm
Tolerancia valor resistivo	+/-20%
Independencia lineal	0.15%
Resolución	Infinito
Máxima Potencia	0.7W
DIAGRAMA DE CONEXIONES	
 <p>PIN 1: resistencia 0 Ohm con stelo inserto resistance 0 Ohm with stem in</p>	
UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMÁTICO	
	

Tabla 1.9 Hoja de características potenciómetro lineal ELAP PM50.


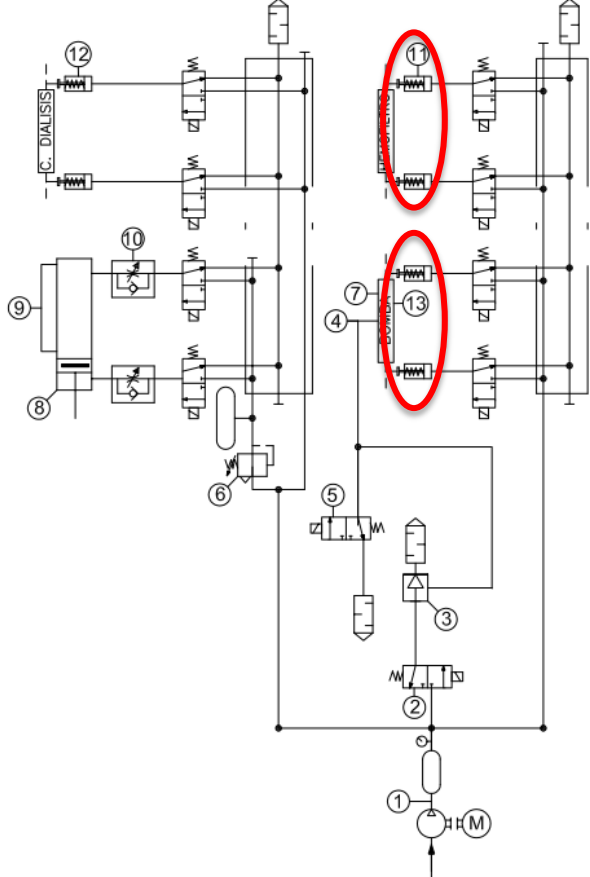
NOMBRE
Válvula de corte (Modelo A)
IMAGEN

UBICACIÓN EN CIRCUITO NEUMÁTICO


Tabla 1.10 Hoja de características válvula de corte modelo A.

Tabla 1.11 Hoja de características válvula de corte modelo B.

1.2.3 CIRCUITO ELECTRONICO

En la siguiente tabla se muestra el total de componentes que necesita el circuito electrónico del sistema de hemofiltración. En la primera columna se da el nombre técnico del componente, en la segunda el símbolo con el que se representa en el circuito y en la tercera el número total de unidades empleadas.

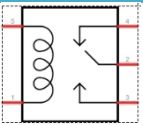

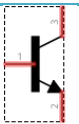
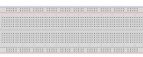
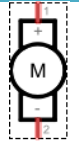
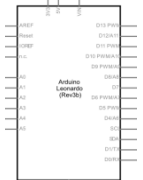



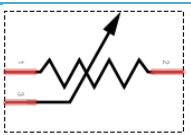
COMPONENTE	SIMBOLO	NUMERO UNIDADES
Relé convencional 5VDC		6
Resistencia carbón 10 KOhm		6
Transistor BD135		6
Módulo Board 550 contactos		2
Electroválvula		10
Microcontrolador Arduino Leonardo		1
Diodo 1N4007		6
Fuente de alimentación AC/DC VLT60-1003		1
Conmutador LM2825N 5V		1
Potenciómetro lineal PM50		1

Tabla 1.12 Componentes del circuito electrónico del sistema de hemofiltración.

En la figura 1.21 se observa el circuito electrónico simplificado con los componentes representados con su correspondiente símbolo. Con este circuito simplificado se puede explicar el funcionamiento exacto del sistema. En la figura 1.22 se mostrará el circuito completo con todas las conexiones.

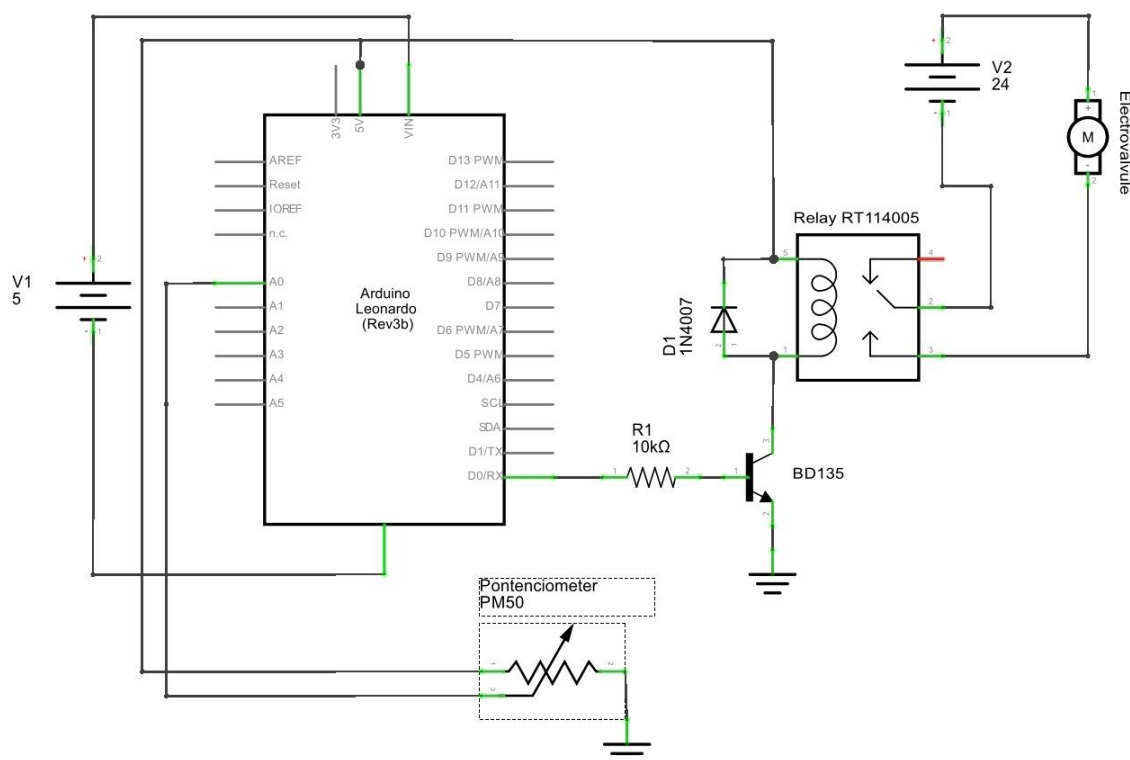


Figura 1.21 Esquema simplificado de conexiones del circuito electrónico del sistema de hemofiltración.

Explicación del circuito:

Mediante el transformador de alterna a continua seguido del conmutador se tienen dos tomas de alimentación de corriente continua: 5VDC (fuente V1) y 24 VDC (fuente V2).

Es importante tener estas dos corrientes con diferente voltaje ya que una sirve para alimentar el microcontrolador Arduino Leonardo (5VDC) y la otra para alimentar las electroválvulas (24 VDC).

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno de desarrollo, diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios. Arduino puede tomar información del entorno a través de sus entradas

analógicas y digitales, puede controlar luces, motores y otros actuadores. El microcontrolador en la placa Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino (basado en Wiring) y el entorno de desarrollo Arduino (basado en Processing). Los proyectos hechos con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectar a un computador.

Para poder controlar las electroválvulas desde el microcontrolador se utiliza un dispositivo electromecánico denominado relé. Con un relé vamos a poder manejar voltajes altos o potencias elevadas con pequeñas tensiones de control. En el esquema 1.21 simplemente se representa únicamente un relé y una electroválvula. Hay que tener en cuenta que se usa un relé por cada salida digital de Arduino. En la programación del proyecto (ver anexo) se utilizan un total de seis salidas digitales y por tanto un total de seis relés. Cuando Arduino pone una salida digital en alto, se activará la bobina del relé y por tanto cerrará el circuito de la electroválvula.

Para que el relé funcione correctamente se tienen que utilizar algunos componentes extra en el circuito. Conectado al pin de nuestro Arduino con el que activaremos el relé vamos a tener una resistencia de $10k\Omega$ (R1), que a su vez se conectará a la base del transistor. Es necesario usar un Transistor BJT (BD 135) debido a que el relé funciona con una corriente de 80mA que es bastante más de lo que el pin GPIO del microcontrolador Arduino puede manejar, que son unos 20mA, entonces el transistor cuando funcione en zona activa nos va permitir elevar la corriente hasta unos 200mA, más que suficiente para controlar el relé, también vamos a usar un diodo rectificador (D1) para que las corrientes no puedan moverse en sentido inverso y dañen el microcontrolador.

Por último, para poder controlar el potenciómetro PM50, usamos la salida analógica de Arduino (A0). Cada entrada analógica puede proporcionar 10 bits de resolución (es decir 1024 valores diferentes). Por defecto, la medida de las entradas analógicas va desde tierra a 5 voltios.

A continuación, se muestra el circuito completo con todas las conexiones sobre la placa Protoboard. Un total de 10 electroválvulas que controlamos con seis relés.

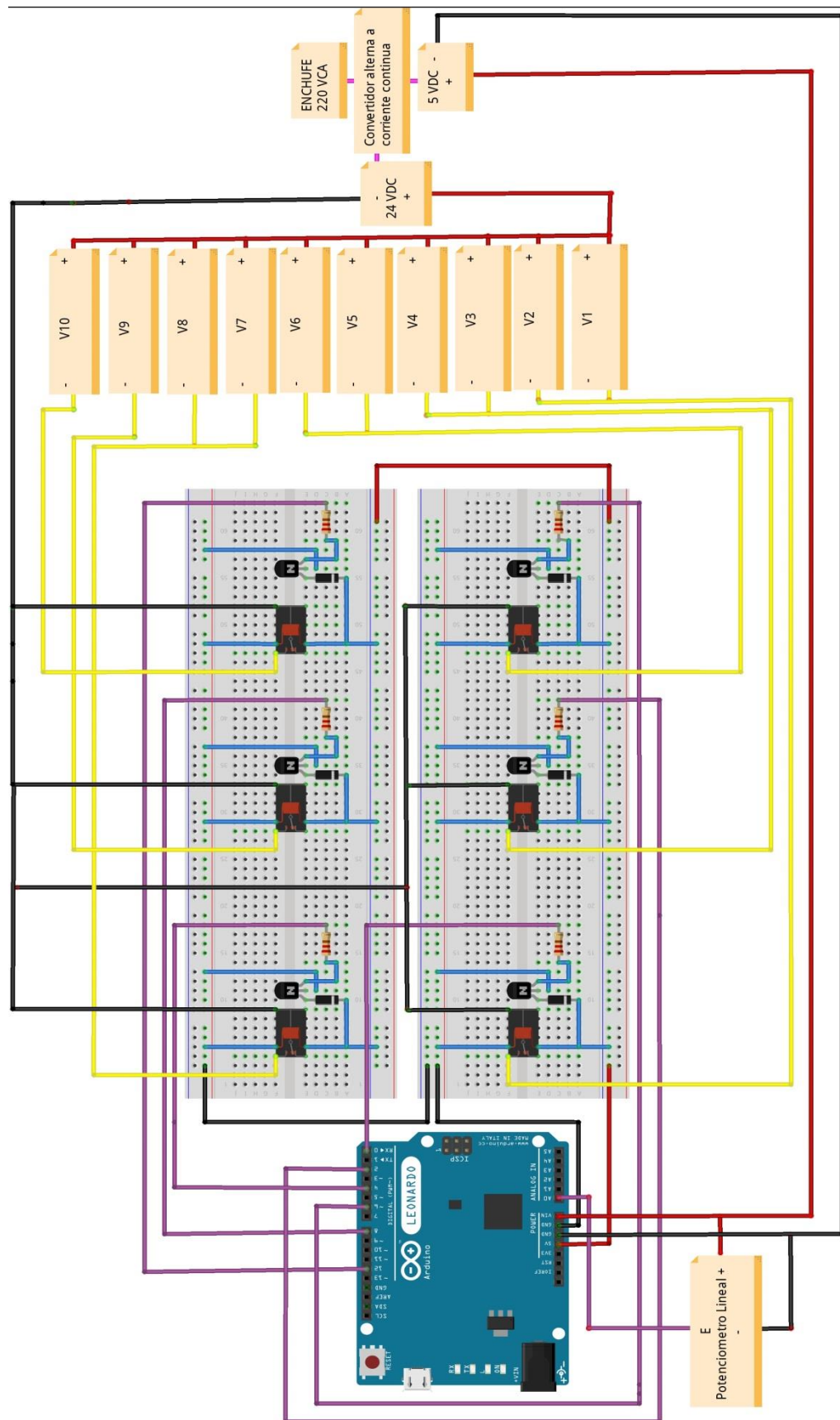


Figura 1.22 Esquema completo de conexiones del circuito electrónico del sistema de hemofiltración.

1.2.4 COMPONENTES ELECTRONICOS


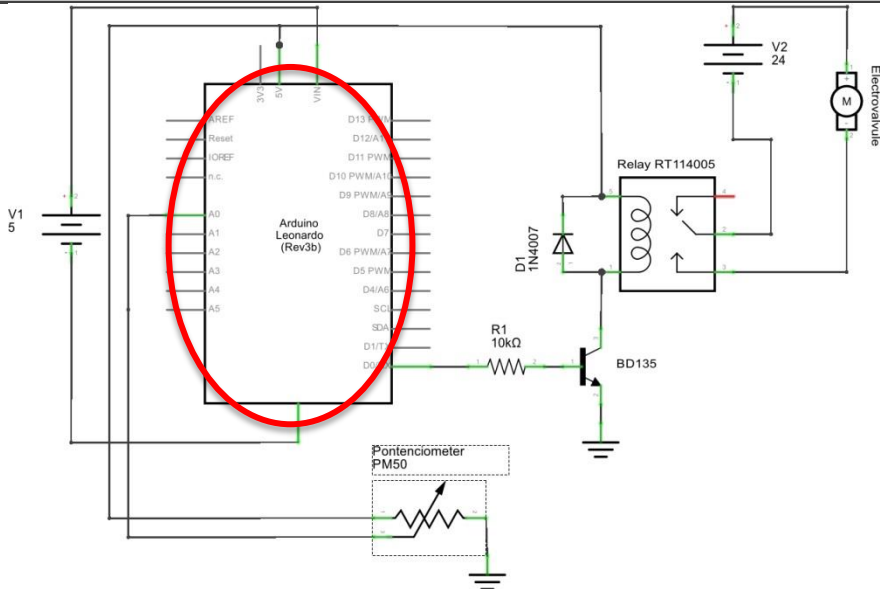
NOMBRE	
Placa Arduino Leonardo	
IMAGEN	
	
CARACTERISTICAS TECNICAS	
Microcontrolador: ATmega32u4	Corriente máxima pines E/S: 40 mA
Voltaje de funcionamiento: 5V	Corriente en pin 3.3V: 50 mA
Voltaje de entrada (recomendado): 7-12V	Memoria Flash: 32 KB (ATmega32u4) de los cuales 4 KB son usadas por el bootloader
Voltaje de entrada (límite): 6-20V	SRAM: 2.5 KB (ATmega32u4)
Pines E/S Digitales: 20	EEPROM: 1 KB (ATmega32u4)
Canales PWM: 7	Velocidad del reloj: 16 MHz
Entradas Analógicas: 12	Conexión micro USB
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO	
	

Tabla 1.13 Hoja de características Arduino Leonardo.


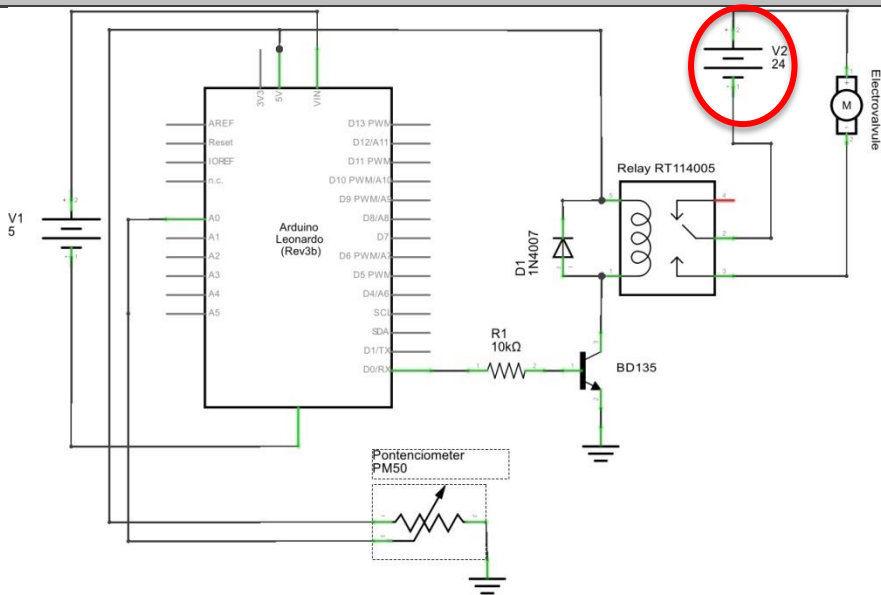
NOMBRE	
Fuente de alimentación AC/DC VLT60-1003	
IMAGEN	
	
CARACTERISTICAS TECNICAS	
Entrada de CA 90-132 V y 180-264 V	LFVLT60-1003 Vout = 24 V 2.5A
Frecuencia de entrada 47-63 Hz	Tiempo de subida <100 ms
Corriente de entrada 120 VAC: 1,25 A máx. 230 VAC: 0,65 A máx.	Humedad Relativa 95% de humedad relativa, sin condensación
Potencia de salida 60 W	Enfriamiento Convección
Temperatura de funcionamiento 0 a 70 ° C	Altitud De funcionamiento: 10.000 pies; No operacionales: 40.000 pies
Tiempo de retención 120 VAC: 6 ms 230 VAC: 6 ms	Frecuencia de conmutación Boost convertidor: 105 kHz típico
Corriente de fuga 120 VCA: <500 µA 230 VAC: <1,000 µA	Protección de sobre voltaje
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO	
	

Tabla 1.14 Hoja de características fuente alimentación AC/DC VLT60-1003.


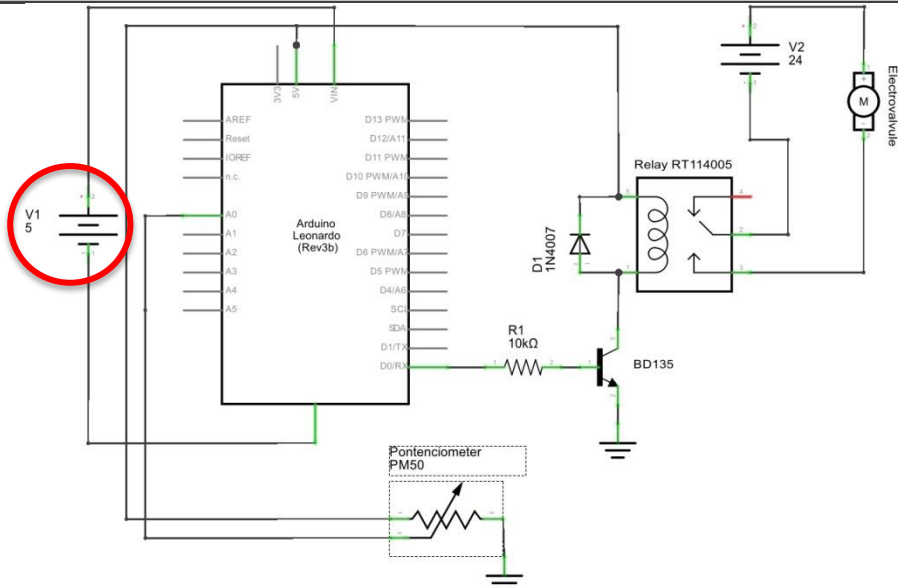
NOMBRE
<p align="center">Conmutador DC/DC LM2825N 5.0V</p>
IMAGEN

CARACTERISTICAS TECNICAS
Máximo voltaje de entrada: 40V
Voltaje de salida: 5V 1A
Eficiencia de un 80%
Rango de temperaturas de operación: -40°C a 85°C
+-4% de tolerancia en el voltaje de salida
Protección contra corriente limite.
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO


Tabla 1.15 Hoja de características conmutador LM2825N 5.0V.


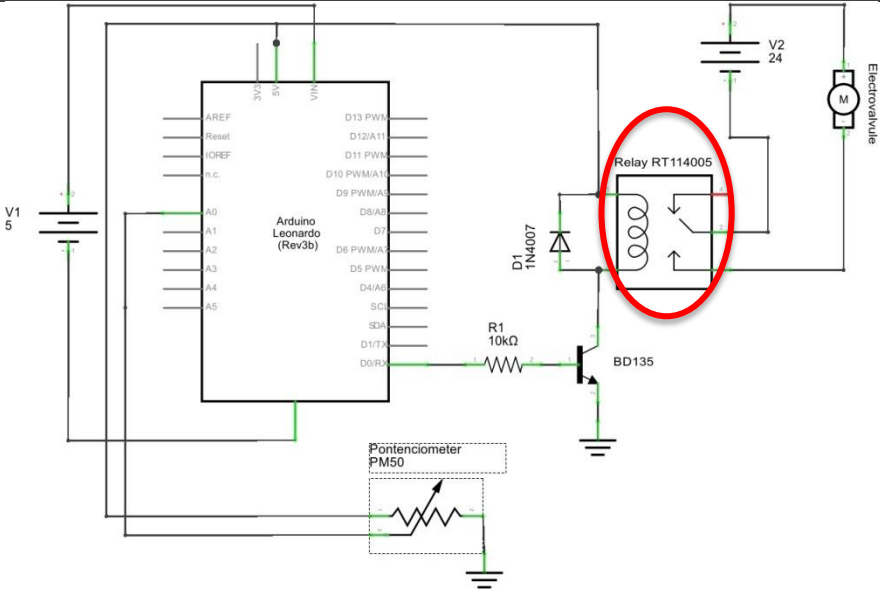
NOMBRE	
Relé convencional 5VDC RT114005	
IMAGEN	
	
CARACTERISTICAS TECNICAS	
Corriente de contacto máxima:	12 A
Tensión del interruptor:	400 VAC
Terminación de la bobina:	Solder Pin
Voltaje de la bobina:	5 V
Resistencia de la bobina:	62 Ohms
Material del contacto:	Silver Nickel
Consumo de energía:	400 mW
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO	
	

Tabla 1.16 Hoja de características relé RT114005.


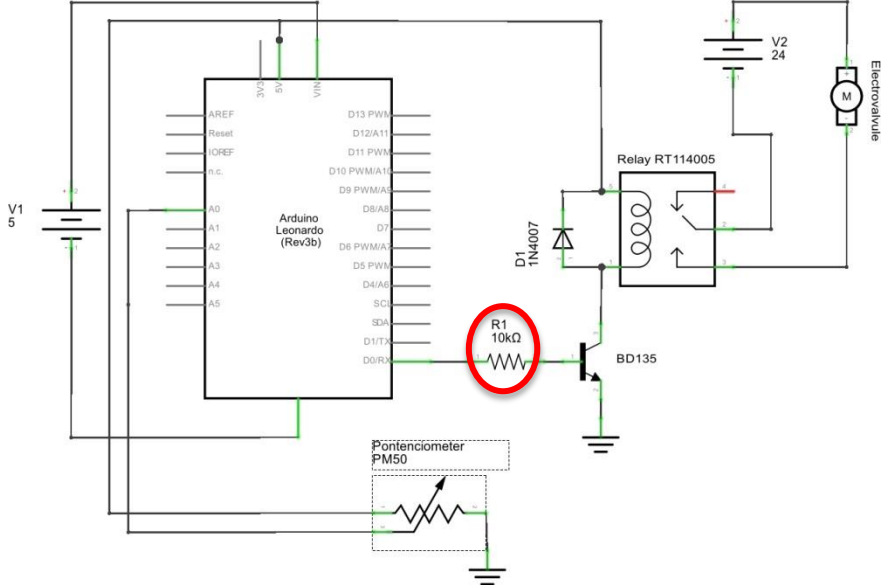
NOMBRE
Resistencia Carbón ¼ W 10K OHMNIOS
IMAGEN

CARACTERISTICAS TECNICAS
Composición: Carbón
Resistencia: 10KOhm
Potencia: ¼ W
Tolerancia 5%
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO


Tabla 1.17 Hoja de características resistencia carbón 10 KOhm.

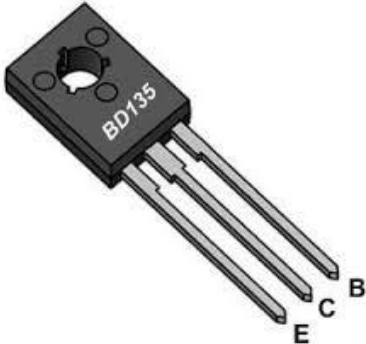
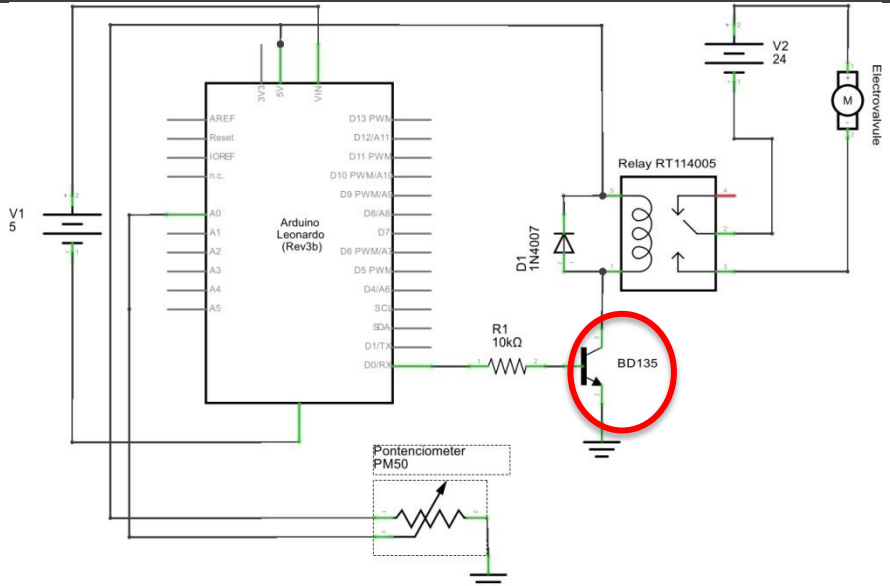
NOMBRE	
Transistor BJT BD135	
IMAGEN	
	
CARACTERISTICAS TECNICAS	
Polaridad (N-P-N)	Máxima disipación de potencia en colector (Pd) 25* (Watts)
Amplificador de vertical de televisión	Frecuencia MHz 8 Min
De colector a base (CBO) 200 V	De colector a emisor (CEO) 150 V
Corriente máxima de colector (C) 2A	De emisor a base (EBO) 6 Voltios
Ganancia típica de la corriente directa (hfe) 100 Min	
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO	
	

Tabla 1.18 Hoja de características transistor BJT BD135.


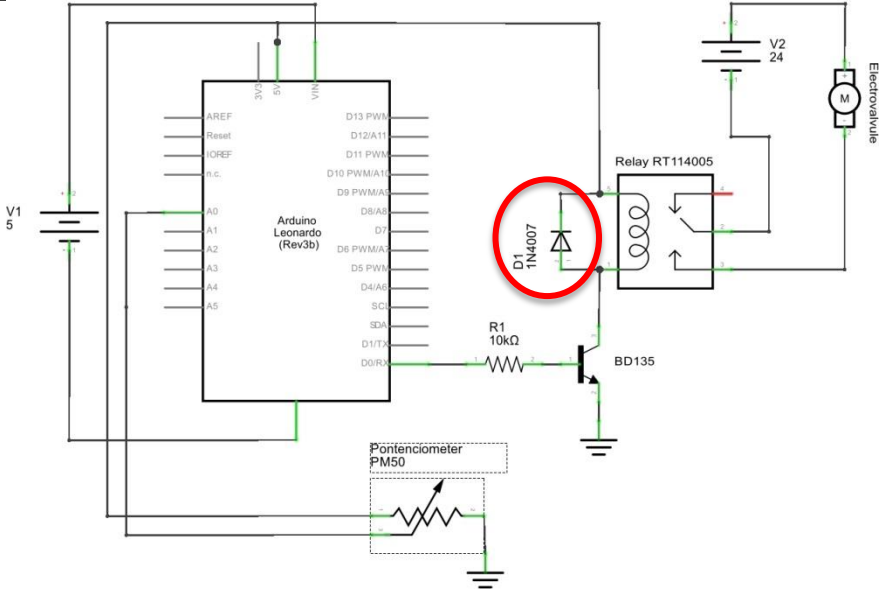
NOMBRE
Diodo 1N4007
IMAGEN

CARACTERISTICAS TECNICAS
Tensión inversa repetitiva de pico(Vrrm) 1000V
Tensión inversa de pico de funcionamiento(Vrwm) 1000V
Tensión de bloqueo en cc (Vr) 1000V
Corriente rectificada media con polarización directa (Io) 1A
Caída de tensión máxima con polarización directa (Vf) 0.93V
Corriente inversa máxima (Ir) 0.05-1 microAmp
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO


Tabla 1.19 Hoja de características diodo 1N4007.


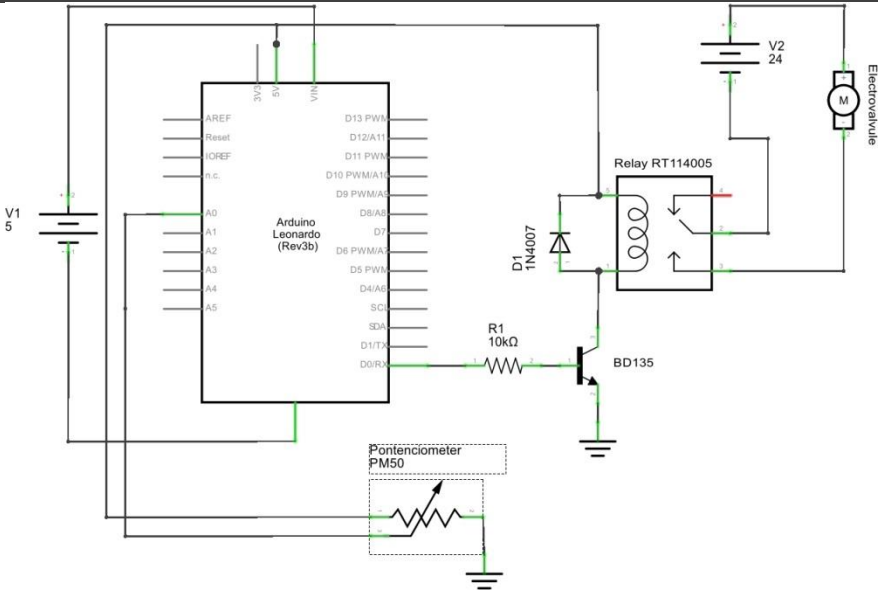
NOMBRE								
Módulo Board 550 contactos								
IMAGEN								
								
CARACTERISTICAS TECNICAS								
<table><tr><td>Intensidad: 1A</td></tr><tr><td>Resistencia de contacto: <10 mili ohmios</td></tr><tr><td>Temperatura máxima de trabajo: 55°C</td></tr><tr><td>Diámetro terminales: 0,40-0,60mm</td></tr><tr><td>Número total de contactos: 550</td></tr><tr><td>Medidas: largo 150 mm, ancho 50 mm</td></tr><tr><td>Cuerpo termoplástico: A.B.S</td></tr><tr><td>Material contacto: ALPACA</td></tr></table>	Intensidad: 1A	Resistencia de contacto: <10 mili ohmios	Temperatura máxima de trabajo: 55°C	Diámetro terminales: 0,40-0,60mm	Número total de contactos: 550	Medidas: largo 150 mm, ancho 50 mm	Cuerpo termoplástico: A.B.S	Material contacto: ALPACA
Intensidad: 1A								
Resistencia de contacto: <10 mili ohmios								
Temperatura máxima de trabajo: 55°C								
Diámetro terminales: 0,40-0,60mm								
Número total de contactos: 550								
Medidas: largo 150 mm, ancho 50 mm								
Cuerpo termoplástico: A.B.S								
Material contacto: ALPACA								
UBICACIÓN EN CIRCUITO ELECTRONICO								
								

Tabla 1.20 Hoja de características placa protoboard 550 contactos.

1.3 CÁLCULOS JUSTIFICATIVOS

CÁLCULO DEL CAUDAL TOTAL DE AIRE DEL SISTEMA EN L/MIN:

- **Caudal cilindro neumático doble efecto:**

Estos cilindros desarrollan trabajo neumático tanto en la carrera de avance como en la de retroceso, lo que sucede es que la fuerza es distinta en cada uno de los movimientos, porque el aire comprimido en el movimiento de avance actúa sobre toda la superficie del émbolo, mientras que en el retroceso solamente lo hace sobre la superficie útil, que resulta de restar a la superficie del émbolo la del vástago.

Sección de avance (S_a):

$$S_a = \frac{\pi \cdot \varphi_e^2}{4}$$

Sección de retroceso (S_r):

$$S_r = \frac{\pi \cdot (\varphi_e^2 - \varphi_v^2)}{4}$$

Volumen (Vol):

$$Vol = V_a + V_r = \frac{\pi \cdot \varphi_e^2}{4} \cdot e + \frac{\pi \cdot (\varphi_e^2 - \varphi_v^2)}{4} \cdot e = \frac{\pi \cdot (2\varphi_e^2 - \varphi_v^2)}{4} \cdot e$$

Φ_e = Diámetro del émbolo

Φ_v = Diámetro del vástago

e= Carrera del vástago

Teniendo en cuenta que el cilindro neumático de este proyecto tiene un $\Phi_e=20$ mm, un $\Phi_v=10$ mm y una e=50mm, se tiene un volumen por ciclo de avance y retroceso de:

$$Vol = \frac{\pi \cdot (2 \cdot 20^2 - 10^2)}{4} \cdot 50 = 27475 \text{ mm}^3 / \text{ciclo} = 0.027475 \text{ l/ciclo}$$

Por otro lado, teniendo en cuenta las características técnicas del cilindro, podemos tener dos velocidades del émbolo (tabla-).

$$V_{\min} = 50 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$$

$$V_{\max} = 500 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$$

Teniendo en cuenta que en un ciclo el embolo recorre dos veces la carrera del cilindro (100 mm) podemos calcular el tiempo que tarda en recorrer un ciclo:

$$T_{\min} = \frac{100\text{mm}}{50 \frac{\text{mm}}{\text{s}}} = 2\text{s/ciclo}$$

$$T_{\max} = \frac{100\text{mm}}{500 \frac{\text{mm}}{\text{s}}} = 0.2\text{s/ciclo}$$

Por tanto el caudal máximo y mínimo del cilindro neumático queda de la siguiente manera:

$$Q_{\min} = \frac{0.027475\text{l}}{\text{ciclo}} \cdot \frac{1\text{ciclo}}{2\text{s}} \cdot \frac{1\text{s}}{0.0166\text{min}} = 0.827\text{l/min}$$

$$Q_{\max} = \frac{0.027475\text{l}}{\text{ciclo}} \cdot \frac{1\text{ciclo}}{0.2\text{s}} \cdot \frac{1\text{s}}{0.0166\text{min}} = 8.27\text{l/min}$$

- **Caudal electroválvulas:**

El caudal de la instalación, está limitado por el caudal que es capaz de soportar las electroválvulas. En este sistema se están usando dos tipos diferentes de electroválvulas. Por un lado se tiene la SY114 con un total de nueve unidades y, por otro lado, una VZ110 que controla el eyector de vacío.

Del catálogo de especificaciones se puede obtener el caudal máximo de aire que dejan pasar dichas electroválvulas:

$$Q_{\text{sy114}} = 7.85 \text{ l/min}$$

$$Q_{\text{vz110}} = 33.37 \text{ l/min}$$

Por lo cual, el caudal máximo del cilindro neumático no serán los 8.37 l/min calculados en el apartado anterior sino que por prestaciones de las electroválvulas que lo controlan (SY114), será de 7.85 l/min.

- **Caudal eyector de vacío ZH10B:**

Viendo la tabla de características (tabla-) y teniendo en cuenta que el eyector es el tipo S, se observa directamente el caudal en litros por minuto:

$$Q_{\text{Eyector}} = 24 \text{ l/min}$$

Este caudal está por debajo del máximo que proporciona la electroválvula (VZ110) que controla el eyector, y por lo tanto no está limitado.

- **Caudal válvulas de corte**

Las válvulas de corte son controladas por las electroválvulas SY114 y por lo tanto su caudal coincide con el máximo de éstas. Como tenemos un total de seis unidades:

$$Q_{\text{Vcorte}} = 6 \cdot 7.85 = 47.1 \text{ l/min}$$

- **Caudal total**

$$Q_{\text{Tmin}} = Q_{\text{cilindro}} + Q_{\text{eyector}} + Q_{\text{Vcorte}} = 0.827 + 24 + 47.1 = 71.92 \text{ l/min}$$

$$Q_{\text{Tmax}} = Q_{\text{cilindro}} + Q_{\text{eyector}} + Q_{\text{Vcorte}} = 7.85 + 24 + 47.1 = 78.95 \text{ l/min}$$

CÁLCULO DEL VOLUMEN TOTAL DE AIRE DEL SISTEMA EN L:

Se calculará el volumen de aire por cada ciclo del sistema de hemofiltración (un ciclo coincidía con una avance y retroceso del cilindro). Para el cálculo del volumen hay que tener en cuenta el tiempo de actuación de cada dispositivo neumático. Para un ciclo del cilindro neumático, el eyector actúa el 50% del tiempo de este y las válvulas de corte una vez cada una quitando la válvula postfiltro que actúa dos veces. Teniendo en cuenta que el tiempo de actuación de las válvulas de corte coincide con el de actuación de las electroválvulas SY114. Viendo las hojas de características, dichas electroválvulas funcionan a 20Hz (ó 0.05segundos).

Elemento	Movimientos Ciclo	Tiempo ciclo Mínimo[min]	Tiempo ciclo Max[min]	Q[L/min] Mínimo	Q[L/min] Máximo	Vmin ciclo[L]	Vmax ciclo[L]
Cilindro	1	$0.2/60 = 0.0033$	$2/60 = 0.033$	$1 \cdot 0.827 = 0.827$	$1 \cdot 8.27 = 8.27$	0.0867	0.7025
Eyector	1	$0.1/60 = 0.0016$	$1/60 = 0.016$	$1 \cdot 24 = 24$	$1 \cdot 24 = 24$		
Válvulas de corte	7	$0.05/60 = 0.00083$	$0.05/60 = 0.00083$	$7 \cdot 7.85 = 54.95$	$7 \cdot 7.85 = 54.95$		

Tabla 1.21 Caudales de los elementos neumáticos y volumen de aire por ciclo del sistema.

Para calcular el volumen mínimo se multiplica la columna de caudal mínimo por la de tiempo mínimo. Para calcular el volumen máximo se multiplica la columna de caudal máximo por la de tiempo máximo. Los valores de caudal mínimo y máximo se han tomado de los calculados en el apartado anterior.

CÁLCULO DEL CAUDAL TOTAL DE LÍQUIDO DE DIALISIS DEL SISTEMA EN L/MIN:

El líquido de reposición se efectúa a través de la jeringa que actúa como bomba del circuito de diálisis.

La jeringa tiene una capacidad de 5 cm^3 (5 ml), por lo que el caudal mínimo y máximo que puede proporcionar por minuto teniendo en cuenta el tiempo de ciclo del cilindro neumático es:

$$Q_{\min} = \frac{0.005l}{\text{ciclo}} \cdot \frac{1\text{ciclo}}{2s} \cdot \frac{1s}{0.0166\text{min}} = 0.150 \text{ l/min}$$

$$Q_{\max} = \frac{0.005l}{\text{ciclo}} \cdot \frac{1\text{ciclo}}{0.2s} \cdot \frac{1s}{0.0166\text{min}} = 1.50 \text{ l/min}$$

Si comparamos estos valores con el caudal medio del riñón que habíamos deducido en la introducción (apartado 1.1.2), se observa que se encuentra dentro del intervalo limitado por el caudal máximo y mínimo que se acaba de calcular:

$$Q_{\text{Riñón}} = 1.12 \text{ l/min}$$

$$Q_{\min} < Q_{\text{Riñón}} < Q_{\max}$$

PARTE II

ENSAYO Y RESULTADOS

SETUP DEL ENSAYO

Para la realización del ensayo se ha utilizado una mesa metálica de dimensiones (75x30x75 cm) con dos bandejas. En la bandeja superior se ha atornillado el conjunto del cilindro neumático, el hemofiltro y el conjunto de la bomba tubular. En la bandeja inferior se encuentran el compresor y la unidad de control.



Figura 2.1 Montaje realizado para el ensayo del sistema.

ESQUEMA DE CONEXIONES

En la siguiente figura se muestra el panel frontal de conexiones de la unidad de control.

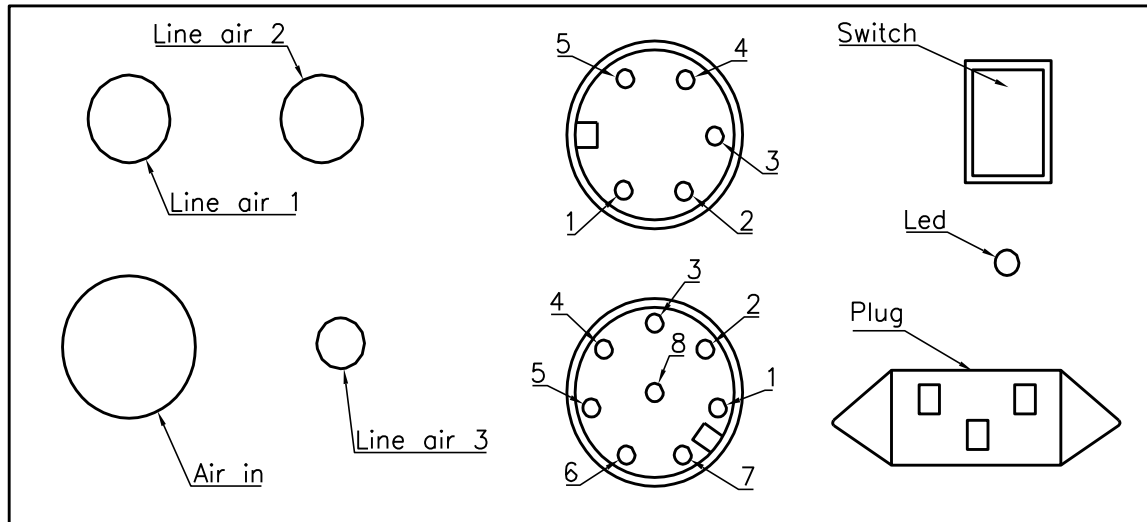


Figura 2.2 Panel frontal de conexiones de la unidad de control.

A la izquierda se tienen tres salidas de aire comprimido (Line air 1, 2,3) y una de entrada (Air in). A la entrada de aire va conectada la manguera del compresor. A la línea 1 la manguera del conjunto del cilindro neumático, a la dos el conjunto de la válvulas de corte post hemofiltro y a la línea tres la conexión que hace el vacío en la bomba tubular.

En el medio se tienen las conexiones para los dos cables (de 5 y 8 pines respectivamente) que permiten la alimentación de todas las electroválvulas y del potenciómetro lineal.

A la derecha se encuentra el interruptor de encendido con un led indicador y el enchufe para la conexión de la unidad de control a una corriente alterna de 220V.

Los cables que se muestran a continuación nos sirven para conectar los dispositivos neumáticos con la unidad de control. Miden un metro de longitud cada uno y tienen la siguiente numeración:

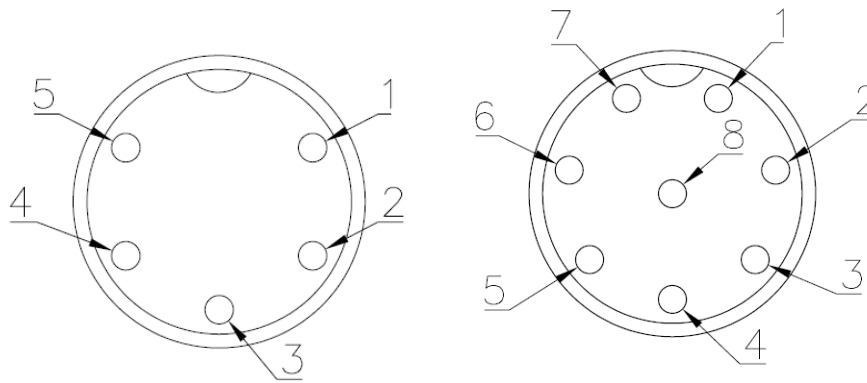


Figura 2.3 Numeración de los cables 1 y 2

ENSAYO Y RESULTADOS

Cuando se tienen todas las conexiones realizadas, se abre la llave del compresor y se aplica una presión de línea que nos la indica el manómetro de la derecha del compresor. El compresor tiene un calderín de 6 litros de aire comprimido. A partir, de la diferencia de presión en el calderín (inicial menos final) se obtendrá el volumen de aire consumido en condiciones normales (1 bar) por la instalación en cada ensayo.

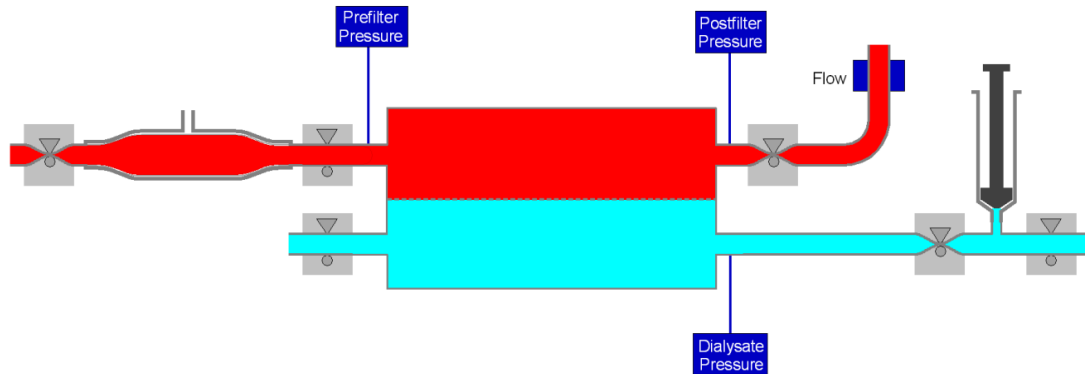
Realizaremos tres ensayos con una duración de un minuto cada uno para tres presiones diferentes de la línea. El volumen de aire viene expresado en condiciones normales (1 bar)

Ensayo	Numero de ciclos del cilindro	Presión de línea	Presión inicial calderín	Presión final calderín	Volumen aire de total	Volumen por ciclo	Duración
1	53	5 bar	6.5 bar	4.8 bar	10.2 L	$10.2/53 = 0.19 \text{ L}$	1 min
2	48	4 bar	6.5 bar	5 bar	9.0 L	$9.0/48 = 0.19 \text{ L}$	1 min
3	37	2 bar	4.3 bar	3.1 bar	7.2 L	$7.2/37 = 0.19 \text{ L}$	1 min

Tabla 2.1 Resultados del ensayo.

MONITORIZACION DE LAS SALIDAS ANALOGICAS/DIGITALES

Durante el ensayo también se tomaron medidas de los valores de estado de cada una de las salidas tanto analógicas como digitales para controlar el estado temporal de cada elemento.



Los datos tomados son para el primer ensayo de una presión de 5 bares y por tanto una duración de ciclo de 1.16 segundos por ciclo.

Cada relé devuelve una salida digital, si activa la válvula devuelve un valor de 1 y si la desactiva 0.

El potenciómetro es una salida analógica y devuelve valores entre cero y uno. Cuando vale 1 el cilindro está retraído y cuando vale 0 extendido.

Relé 1: Válvula para carrera avance cilindro neumático y válvula de corte para presión líquido diálisis a hemofiltro.

Relé 2: Válvula para carrera retroceso cilindro neumático y válvula de corte para extracción líquido diálisis.

Relé 3: Válvula eyector de vacío para la bomba de sangre y válvula de corte. (Diástole).

Relé 4: Válvula presión de bomba de sangre y válvula de corte. (Sístole).

Relé 5: Válvula de corte postfiltro sangre.

Relé 6: Válvula de corte postfiltro diálisis.

Pot: Potenciómetro lineal que devuelve salidas analógicas.

POT	RELE1	RELE2	RELE3	RELE4	RELE5	RELE6
0	0	1	0	1	1	0
0,16463415	0	1	0	1	1	0
0,2804878	0	1	0	1	1	0
0,39634146	0	1	0	1	1	0
0,51219512	0	1	0	1	1	0
0,63414634	0	1	0	1	1	0
0,76219512	0	1	0	1	1	0
0,89634146	0	1	0	1	1	0
1	0	0	0	0	0	0
0,99390244	1	0	1	0	1	0
0,84756098	1	0	1	0	1	0
0,69512195	1	0	1	0	1	0
0,54878049	1	0	1	0	1	0
0,33536585	1	0	1	0	0	1
0,15853659	1	0	1	0	0	1
0,01829268	0	0	0	0	0	0

Tabla 2.2 Valores monitorizados de electroválvulas y potenciómetro.

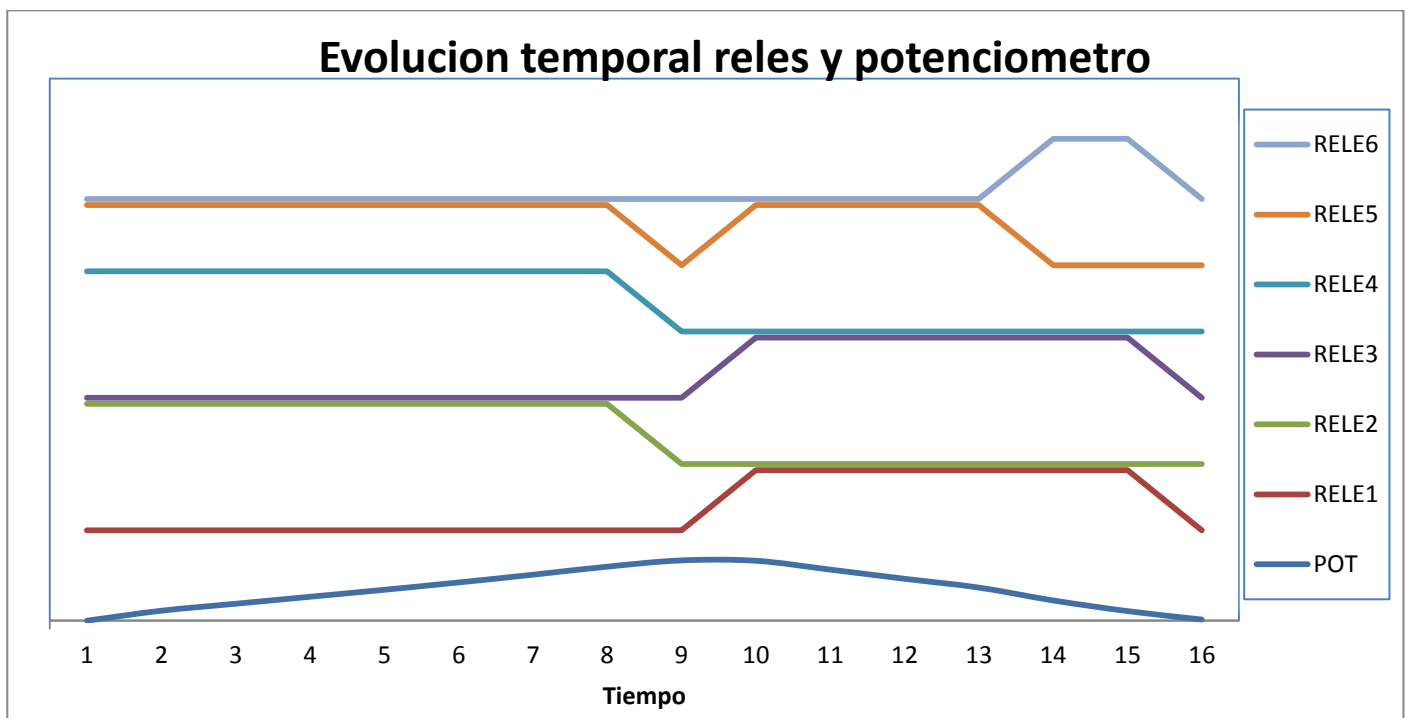


Figura 2.4 Evolución temporal electroválvulas y potenciómetro para un ciclo del sistema.

PARTE III

CONCLUSIONES Y TRABAJOS

FUTUROS

Como primera conclusión del ensayo se puede decir que el volumen de aire consumido por cada ciclo del sistema, está dentro de los límites que habíamos predicho en la tabla 1.21:

$$V_{min} < V < V_{max}$$

$$0.0867l < 0.1900l < 0.7025l$$

A partir de los resultados de la tabla 2.1, podemos calcular la curva “Presión de línea (bar) vs Caudal (L/min)” de nuestra instalación. Para construir dicha curva utilizaremos los tres puntos obtenidos con la tabla de ensayo y haremos una interpolación polinómica de estos. Dichos resultados se muestran en la siguiente figura:

P(bar)	Q(L/min)
5	10,2
4	9
2	7,2

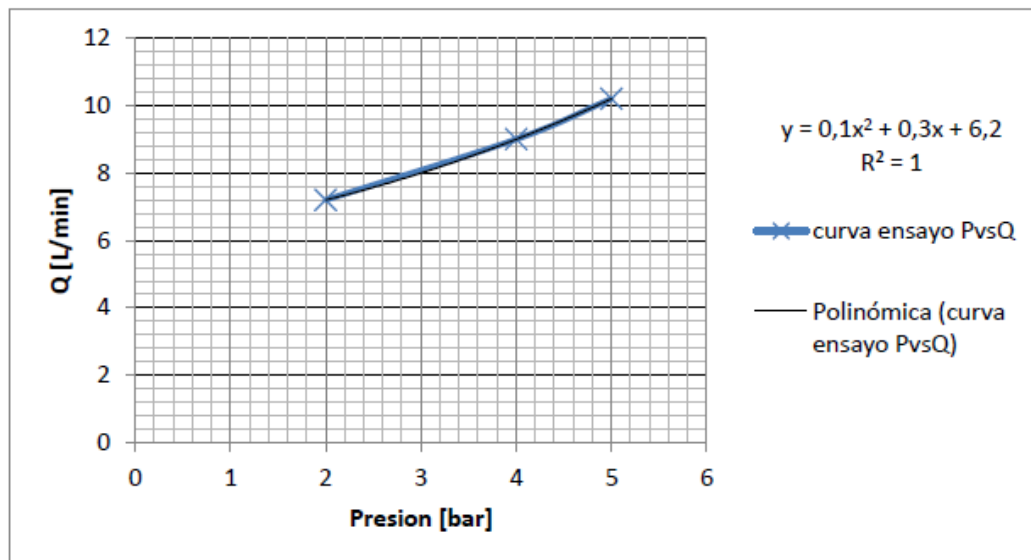
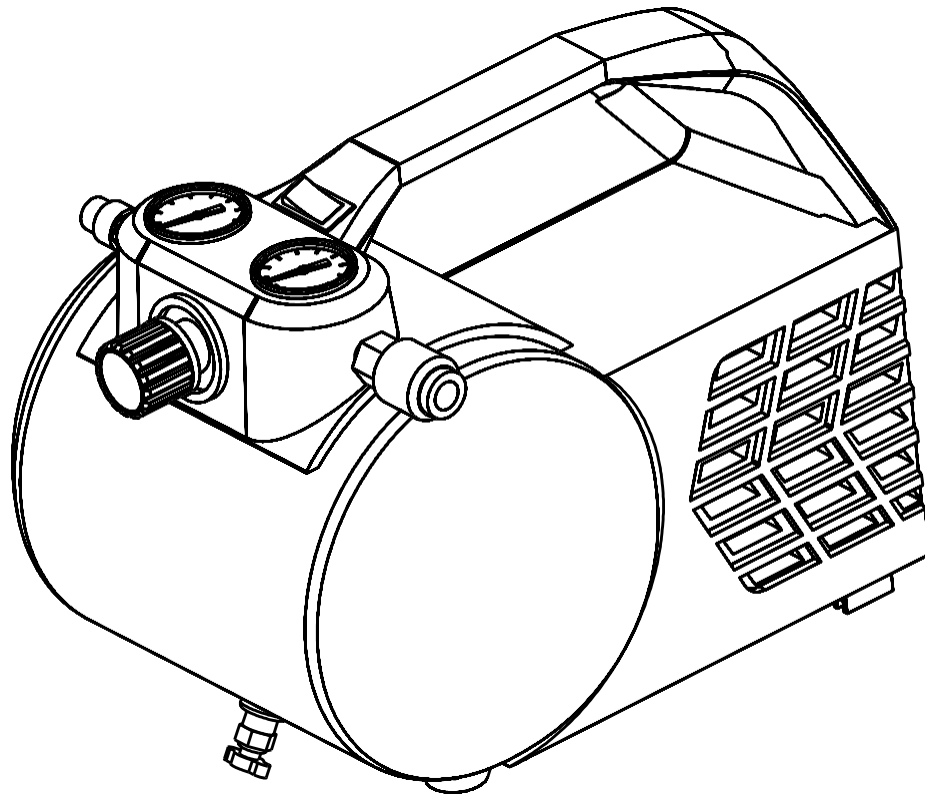


Figura 3.1 Curva y ecuación Presión VS Caudal de la instalación obtenida experimentalmente.

PARTE IV

APÉNDICES

PLANOS



ESPECIFICACIONES

Caudal = 33 l/min

TENSIÓN = 230 voltios AC

PRESIÓN MÁX. DE TRABAJO = 0,68 MPa

Potencia de entrada = 300 vatios

Potencia de salida = 270 w



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 17-08-2014

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

COMPRESOR MBL6

APLICACIONES:

PROYECTO FINAL DE CARRERA

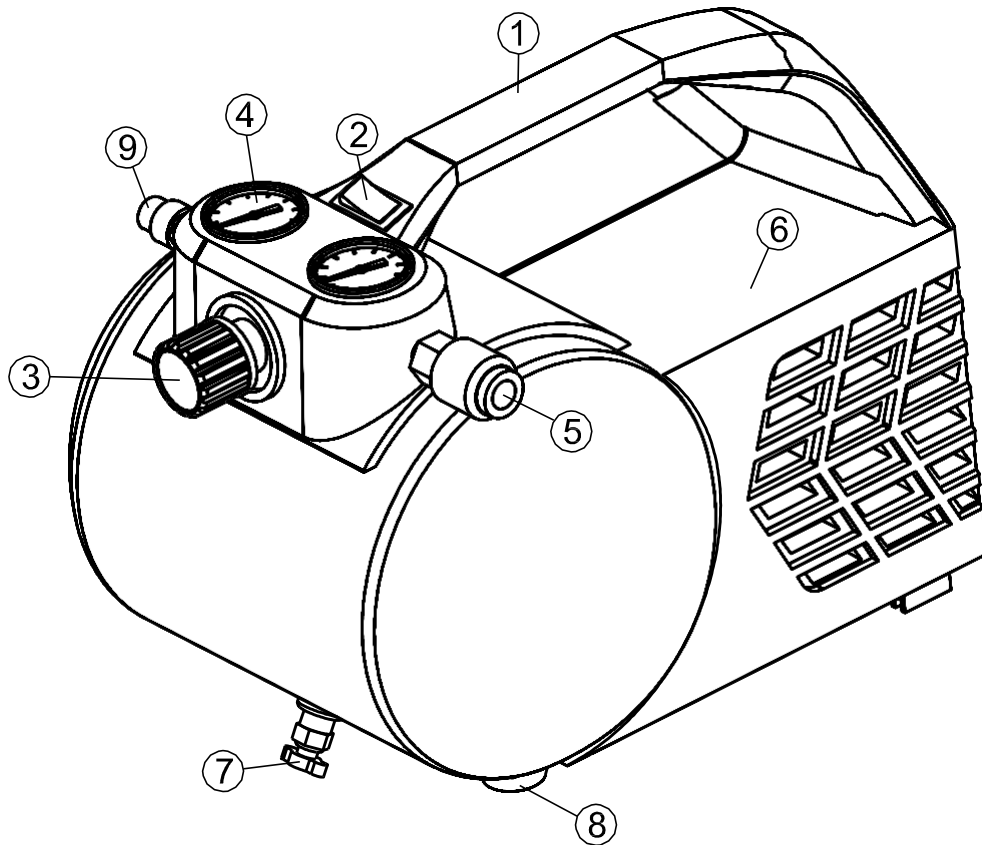
Nº de dibujos: 3

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-101

ESCALA: 1:3



9	1	VÁLVULA DE SEGURIDAD
8	1	TACOS DE GOMA
7	1	DESAGÜE PARA CONDENSACIÓN
6	1	CARENADO DE PROTECCIÓN
5	1	SALIDA DEL AIRE COMPRIMIDO
4	1	MANÓMETRO
3	1	REDUCTOR DE PRESIÓN
2	1	INTERRUPTOR ON/OFF
1	1	ASA
Nº DE LA PIEZA	CANTIDAD	DENOMINACIÓN



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 28-01-2014

ESCALA: 1:3

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

ESQUEMA NEUMÁTICO

APLICACIONES:

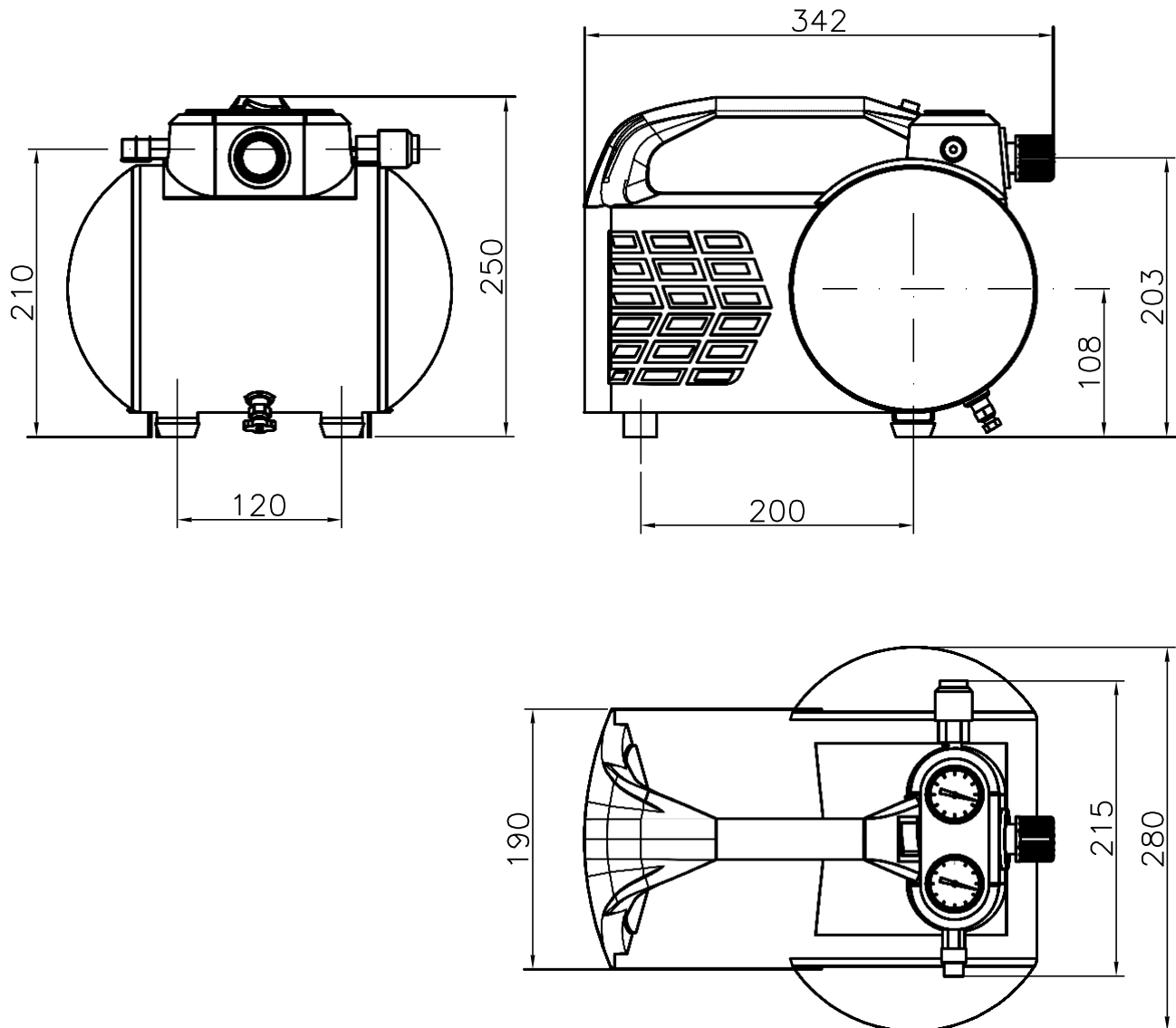
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 3

Dibujo nº: 2

PLANO N°

PROYECTO-101



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 17-08-2014

ESCALA: 1:5

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

COMPRESOR MBL6

APLICACIONES:

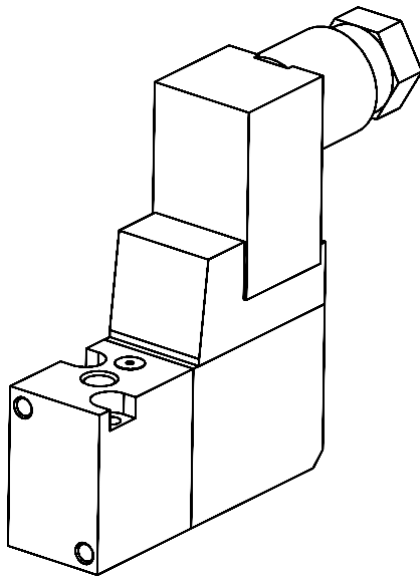
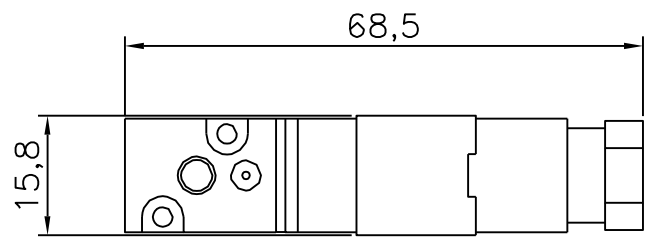
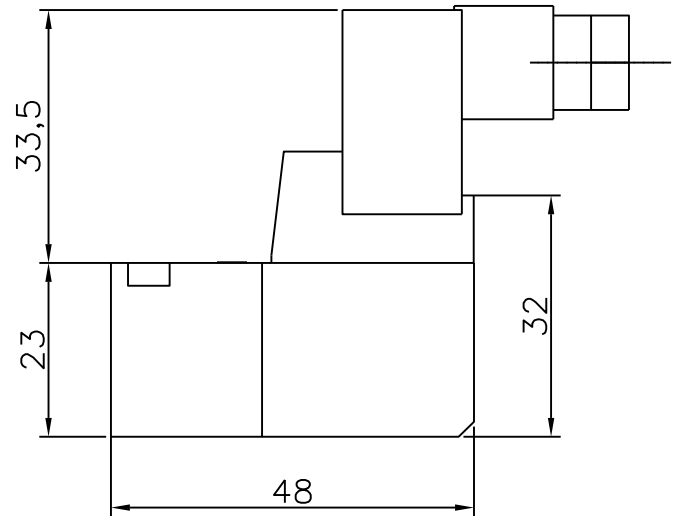
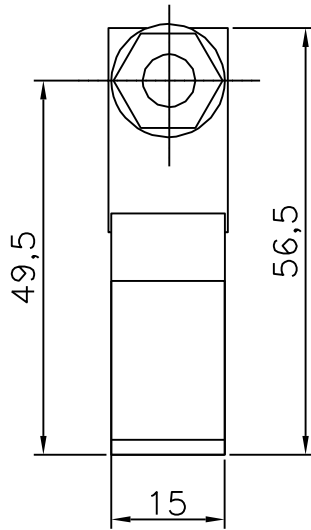
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 3

Dibujo nº: 3

PLANO N°

PROYECTO-101



ESPECIFICACIONES

ELECTROVÁLVULA 3 VÍAS NORMALMENTE CERRADA

TENSIÓN = 24 voltios DC

PRESIÓN MÁX. DE TRABAJO = 0,7 MPa



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

--	--	--	--	--	--

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 17-08-2014

ESCALA: 1:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

ELECTROVÁLVULA
VZ110-5MOZ-M5

APLICACIONES:

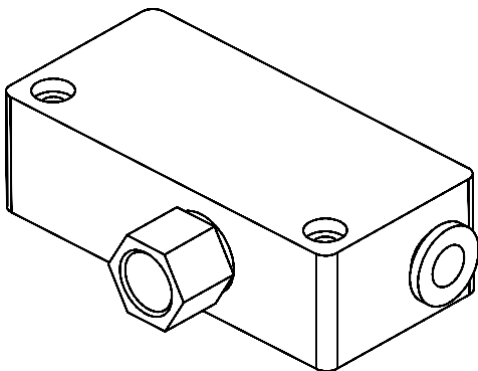
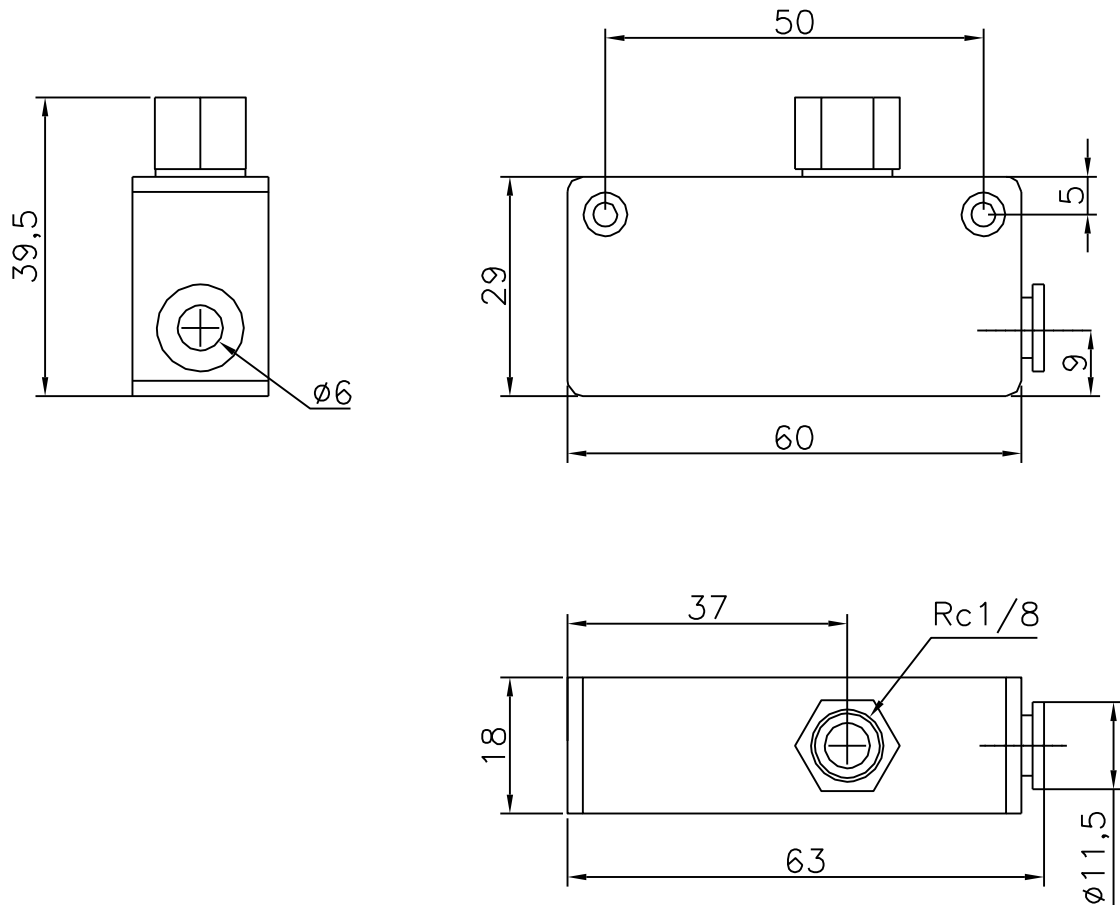
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-102



ESPECIFICACIONES

SILENCIADOR INCORPORADO

DIÁMETRO DE LA BOQUILLA = 1 mm

DEPRESIÓN MÁXIMA = -48 kPa

CAUDAL MÁX. DE SUCCIÓN = 24 l/min



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 17-08-2014

ESCALA: 1:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

EYECTOR DE VACÍO
ZH10B

APLICACIONES:

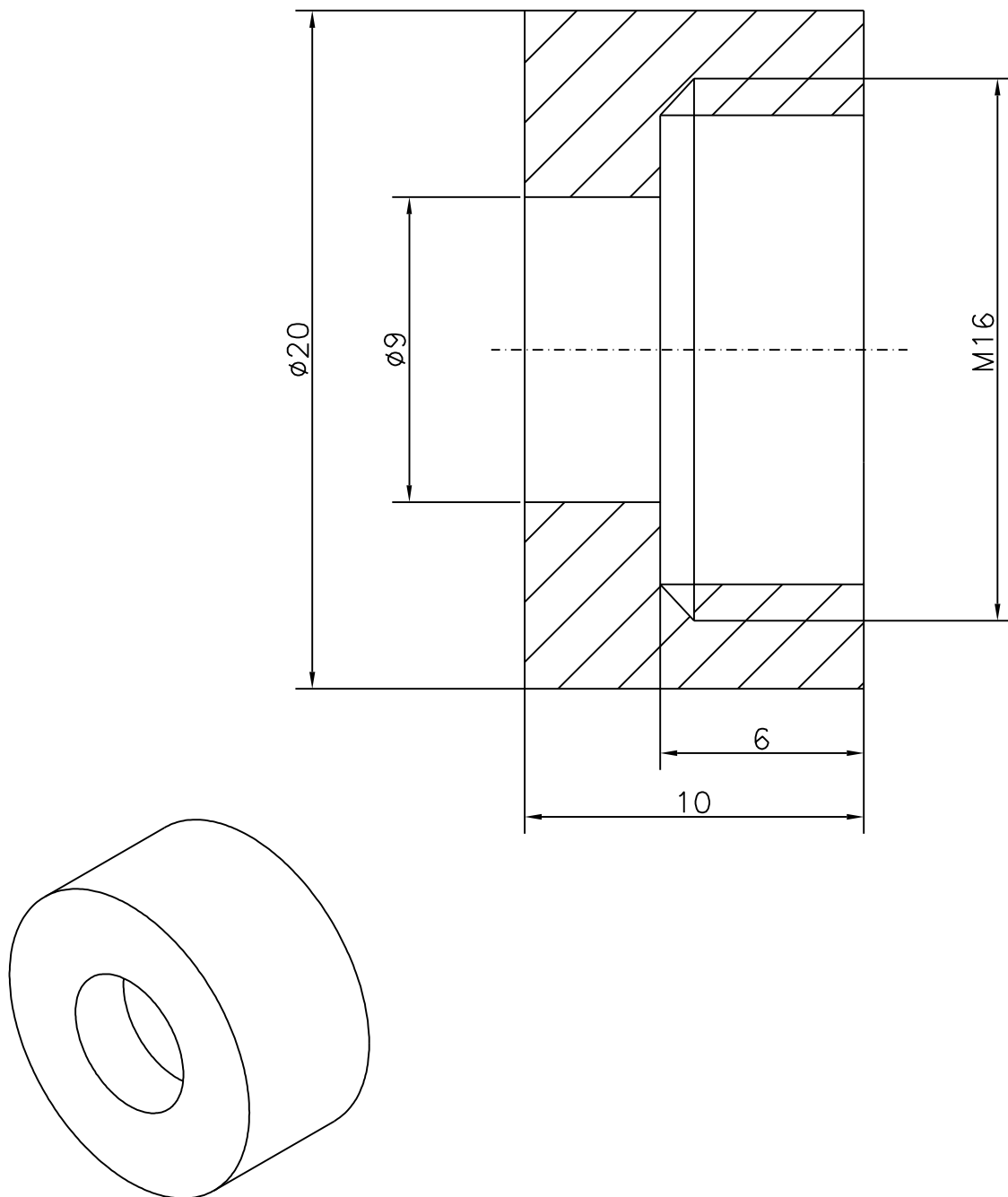
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-103



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 5:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

RACOR BOMBA

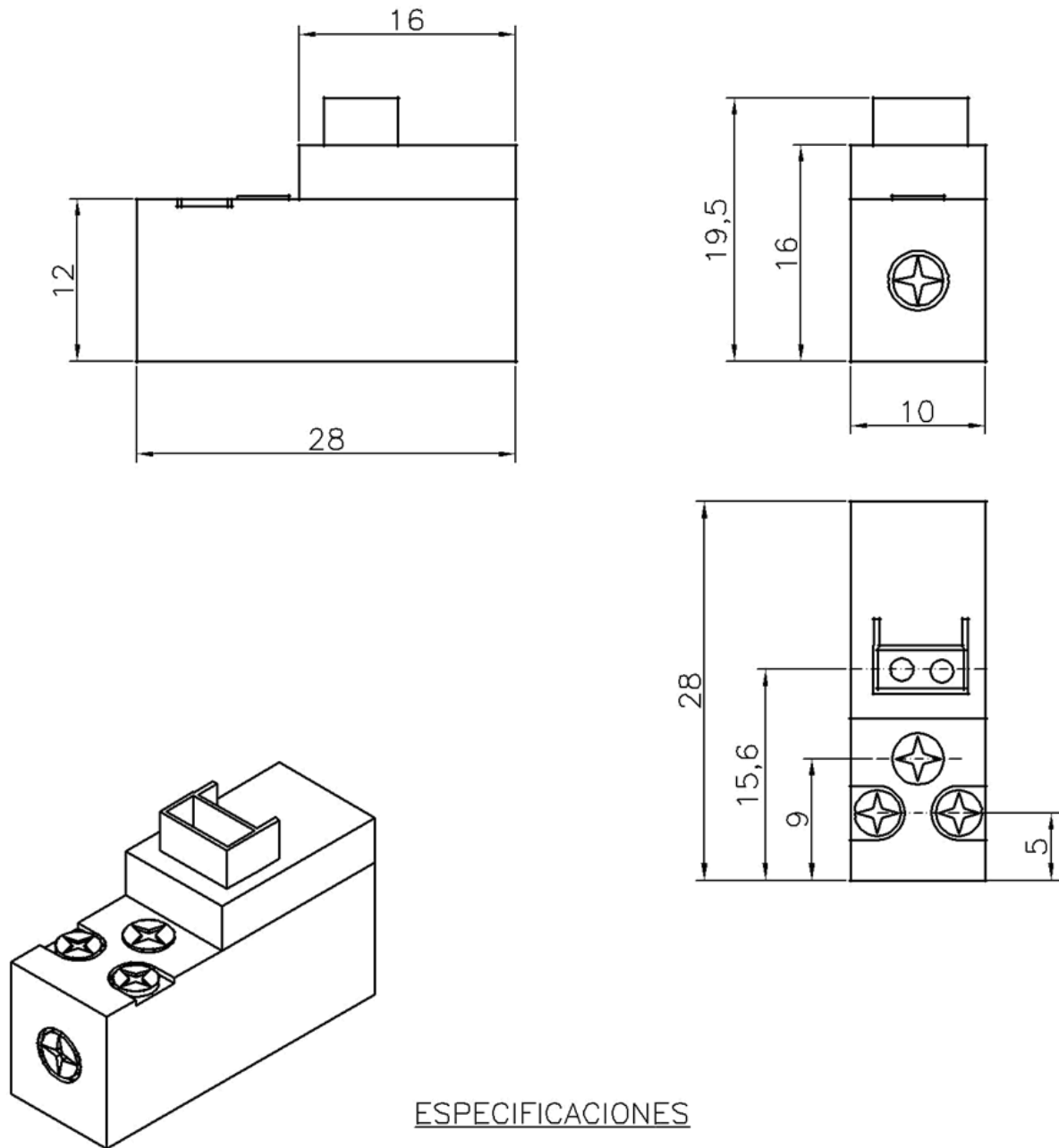
APLICACIONES:
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO N°

PROYECTO-104



ESPECIFICACIONES

ELECTROVÁLVULA 3 VÍAS NORMALMENTE CERRADA

TENSIÓN = 24 voltios DC

PRESIÓN MÁX. DE TRABAJO = 0,7 MPa



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE
LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V°.B°. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 2:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

ELECTROVÁLVULA
SY114-5MS-Q

APLICACIONES:

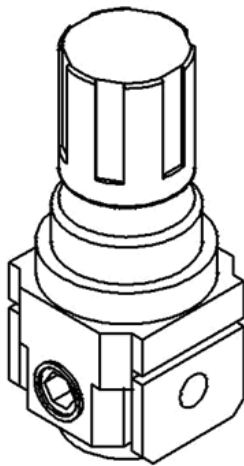
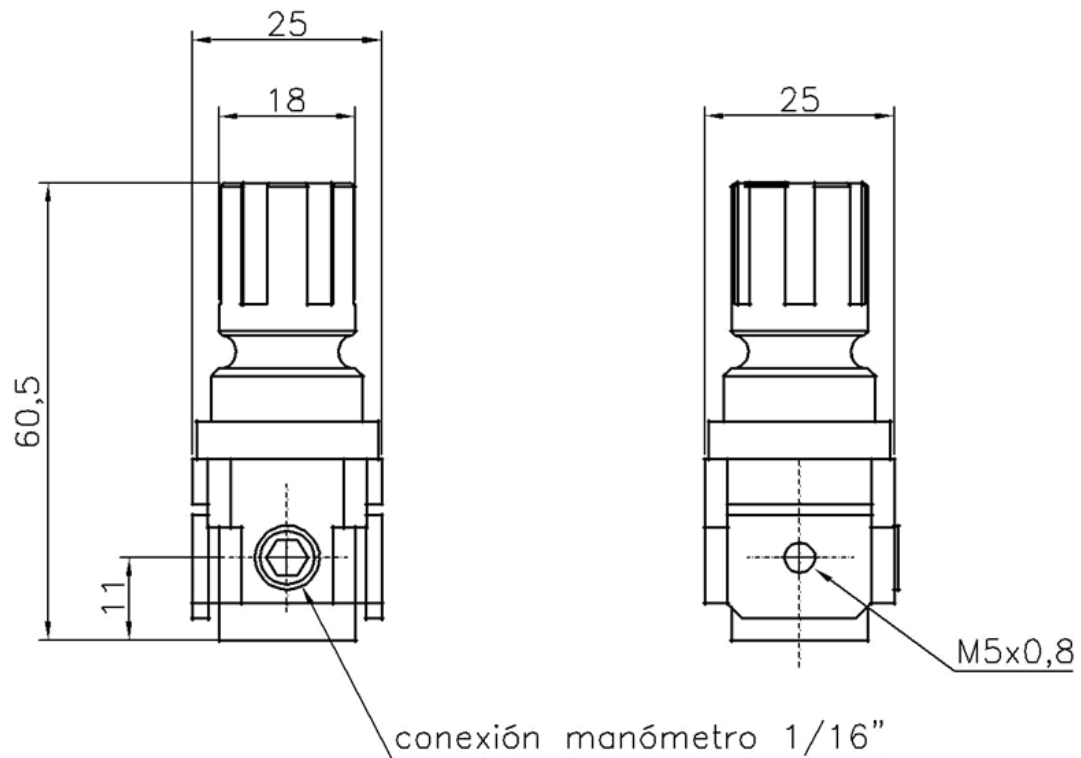
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo n°: 1

PLANO N°

PROYECTO-105



ESPECIFICACIONES

REGULADOR DE PRESIÓN TIPO MODULAR

CONEXIÓN ENTRADA/SALIDA = M5

RANGO DE REGULACIÓN = 0,05 – 0,7 MPa



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 1:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

REGULADOR DE PRESIÓN
AR1000

APLICACIONES:

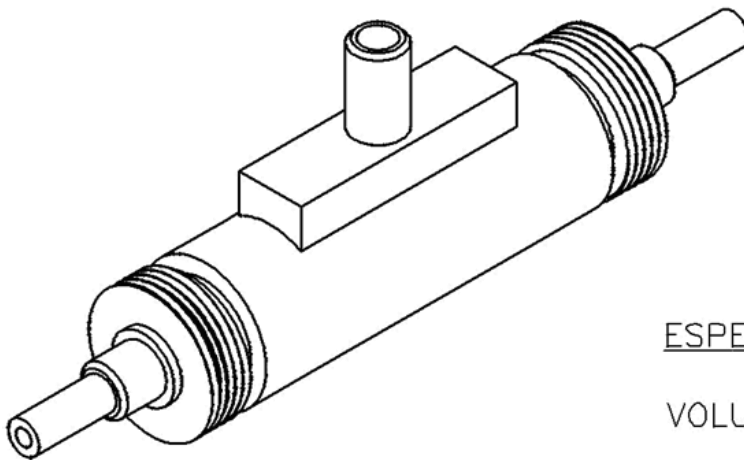
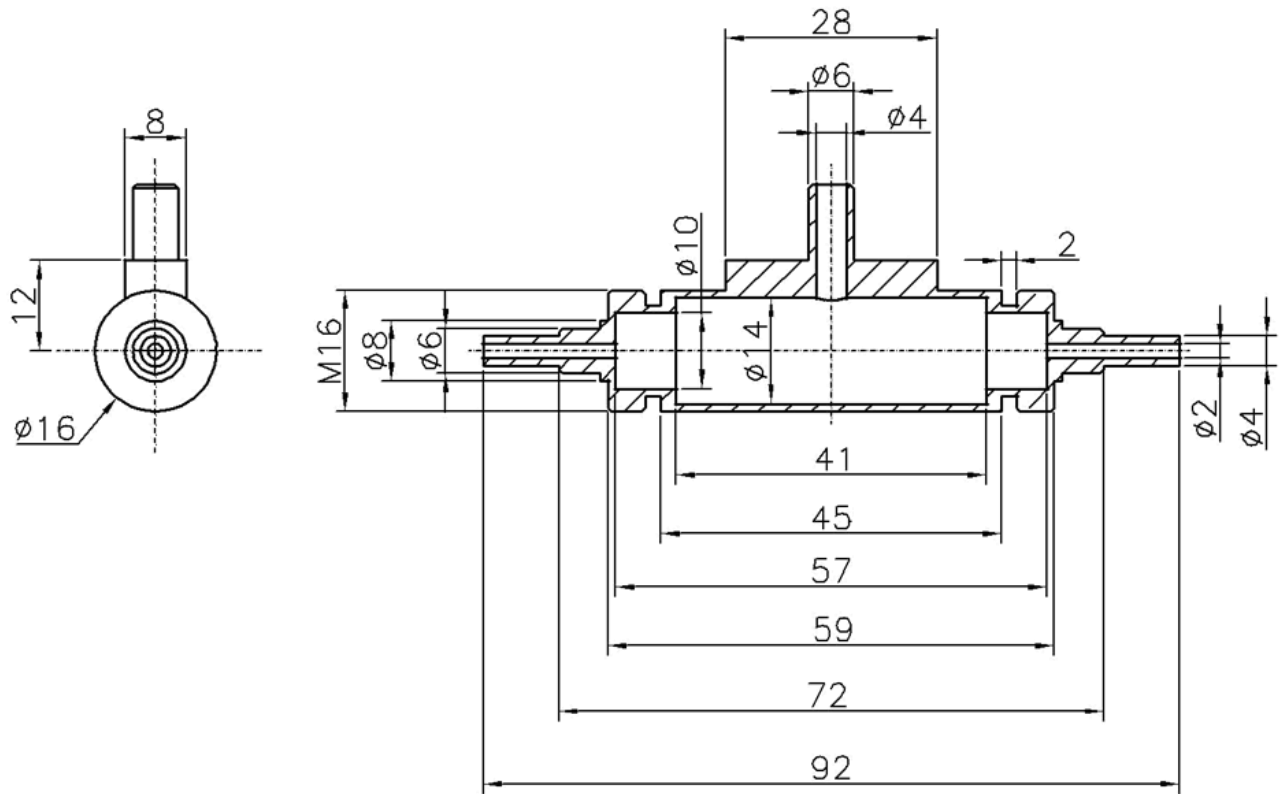
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO N°

PROYECTO-106



ESPECIFICACIONES

VOLUMEN DE YECCIÓN = 2,5 cc

ACCIONAMIENTO POR VACÍO



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 1:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

BOMBA TUBULAR

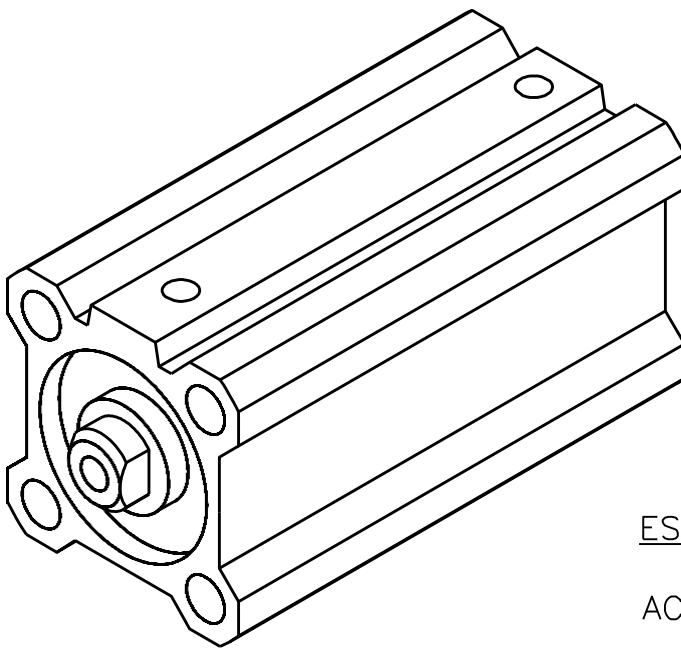
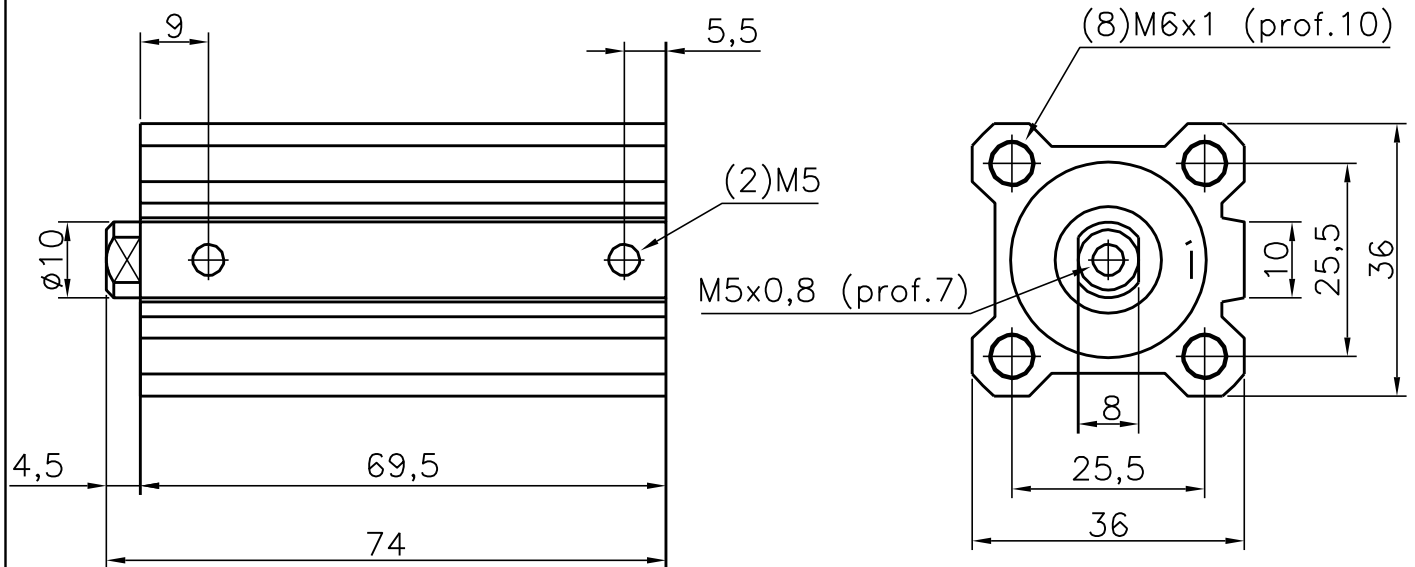
APLICACIONES:
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-107



ESPECIFICACIONES

ACTUADOR NEUMÁTICO DE DOBLE EFECTO

CARRERA = 50 mm

PRESIÓN MÁX. DE TRABAJO = 1 MPa



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 1:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

CILINDRO NEUMÁTICO
CQ2B20-50D

APLICACIONES:

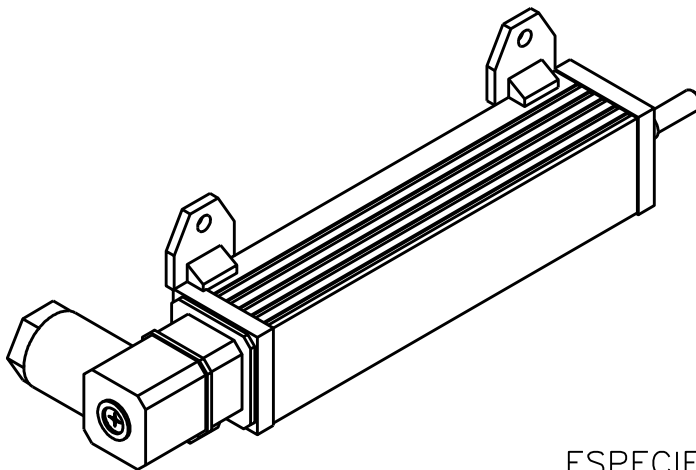
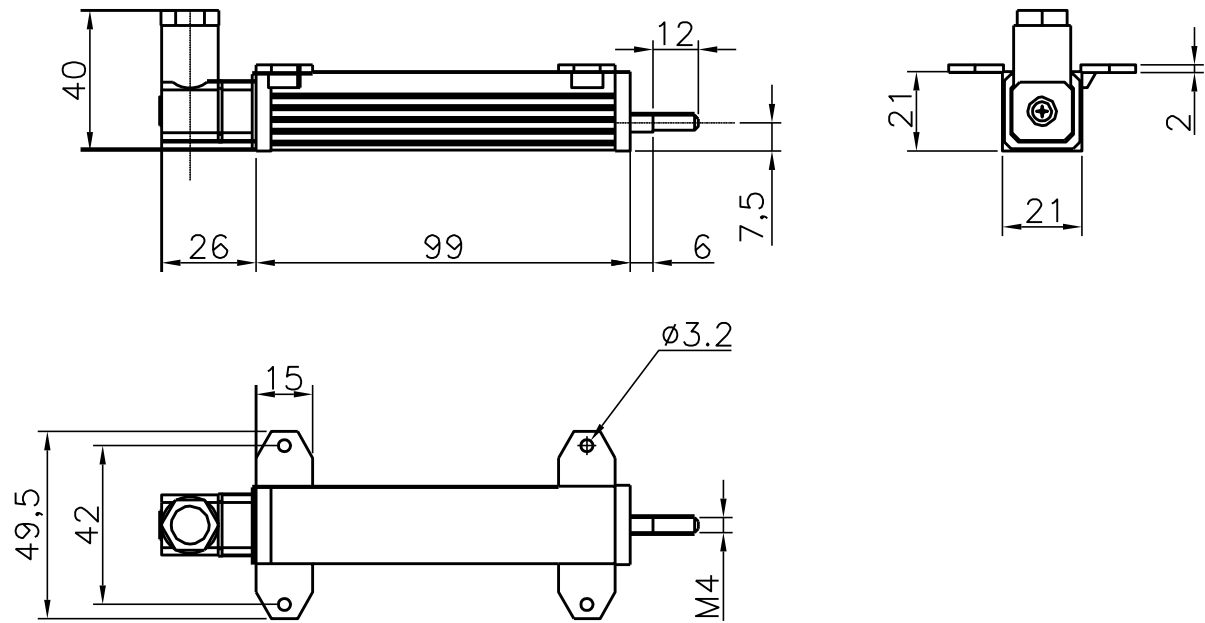
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO N°

PROYECTO-108



ESPECIFICACIONES

POTENCIOMETRO TIPO LINEAL

ELONGACIÓN = 50 mm

POTENCIA = 0,7 W



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V°.B°. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

POTENCIOMETRO LINEAL
ELAP PM50

APLICACIONES:

PROYECTO FINAL DE CARRERA

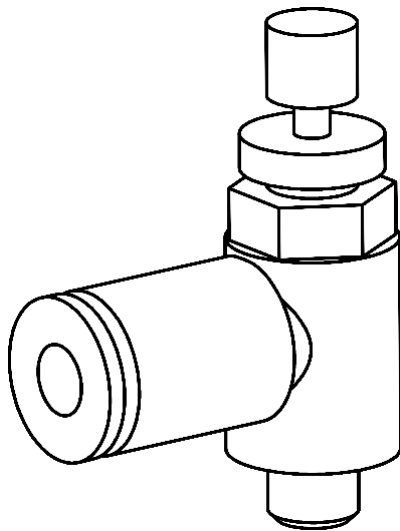
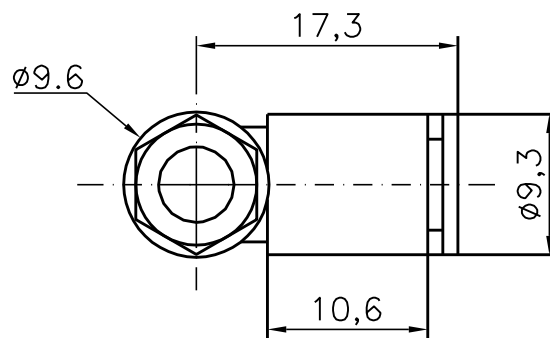
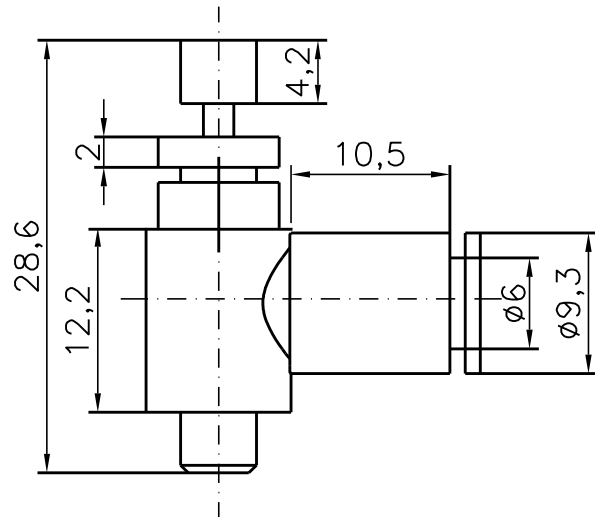
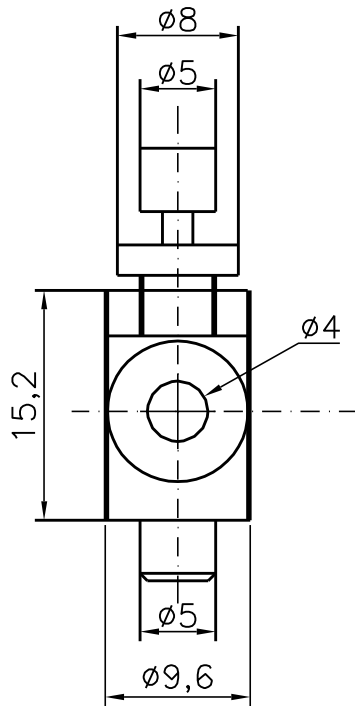
Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-109

ESCALA: 1:2



ESPECIFICACIONES

REGULADOR DE CAUDAL CON
CONEXIÓN INSTÁNEA

VUELTAS DEL TORNILLO = 10

CAUDAL RAGULABLE = 0-20 l/min



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE
LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

V.B. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 2:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

REGULADOR DE CAUDAL
AS1211F-M5-04

APLICACIONES:

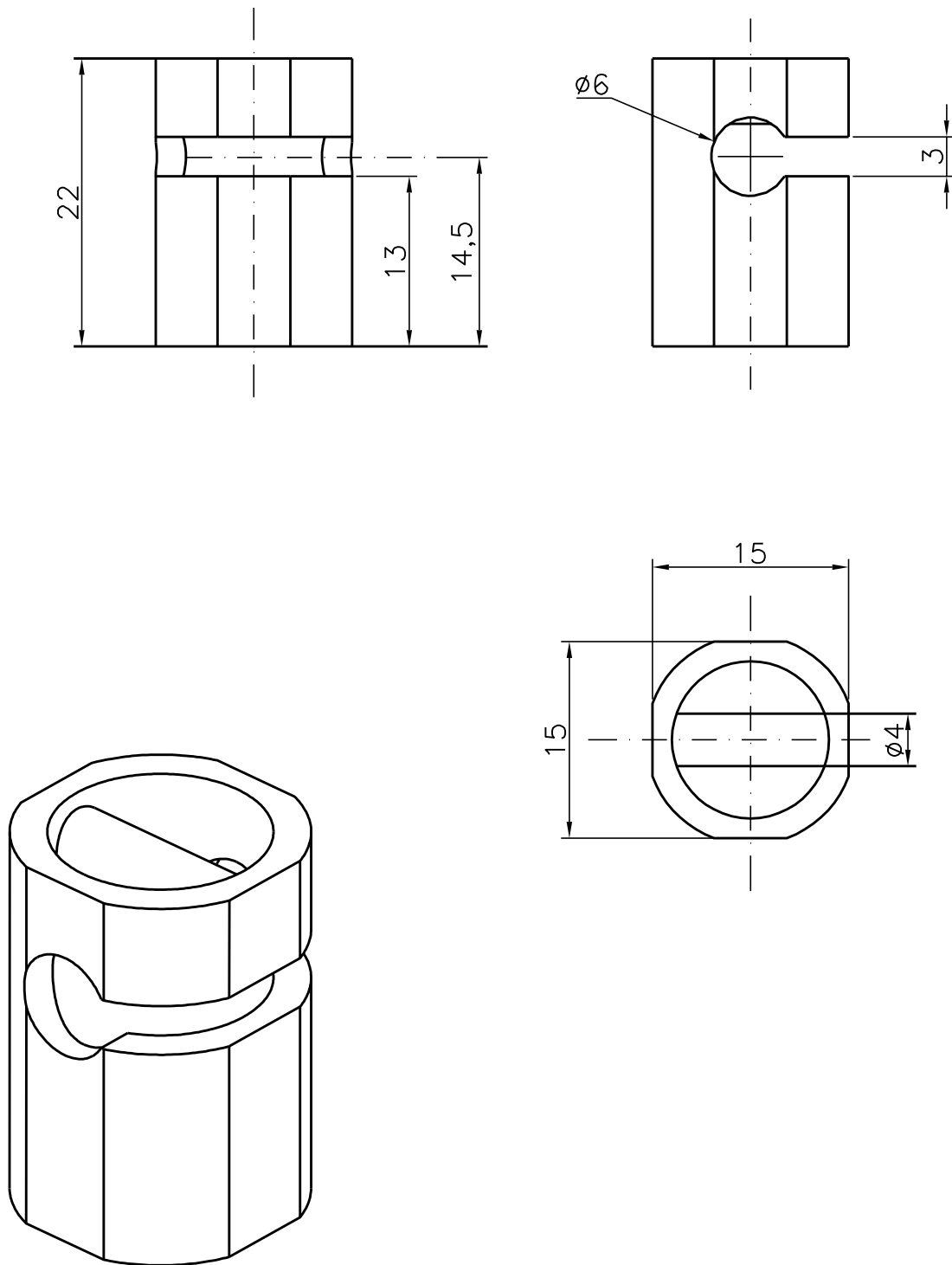
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-110



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

ESCALA: 2:1

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

CUERPO VÁLVULA DE CORTE A

APLICACIONES:

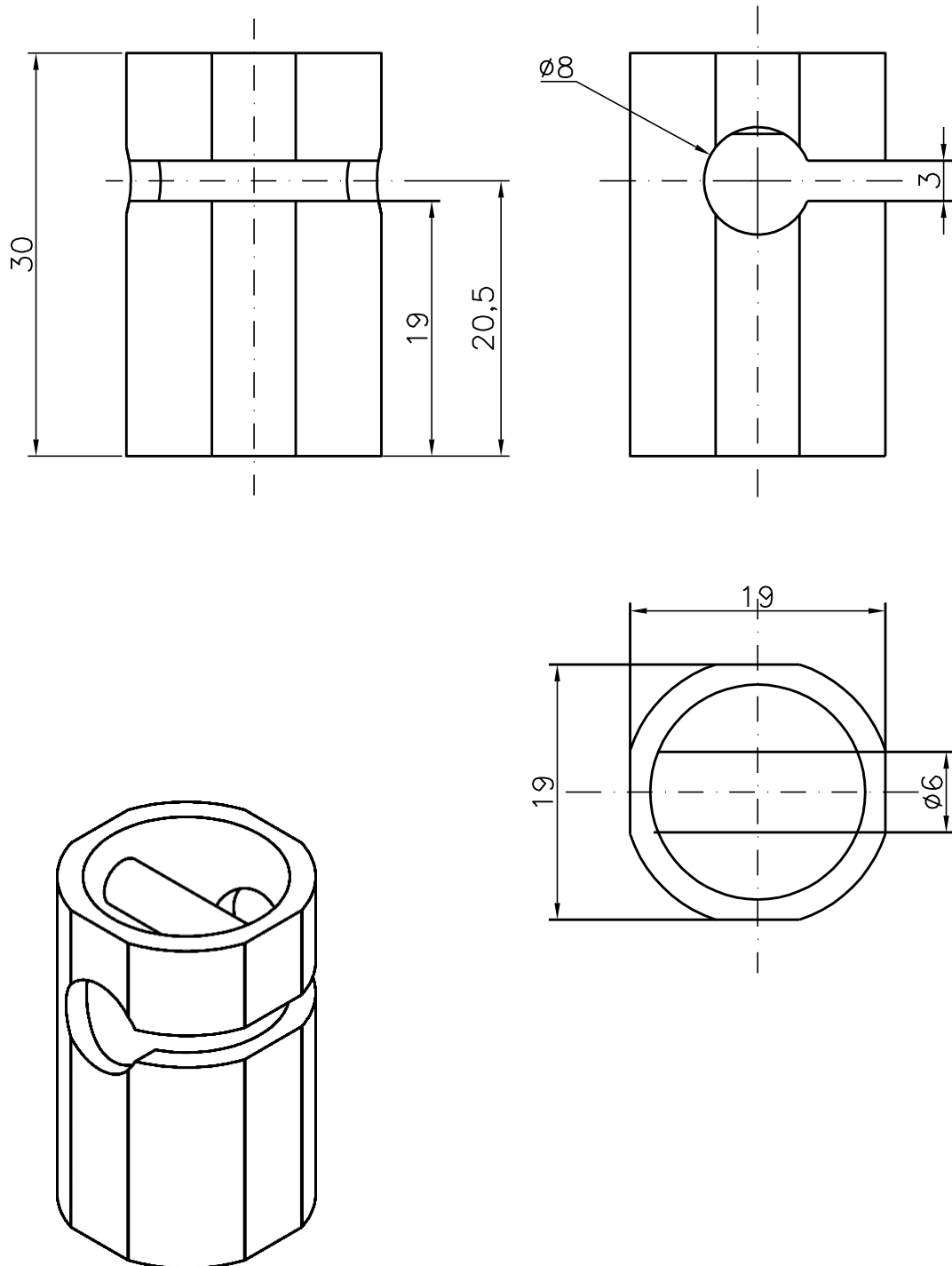
PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-111



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

CUERPO VÁLVULA DE CORTE B

APLICACIONES:

PROYECTO FINAL DE CARRERA

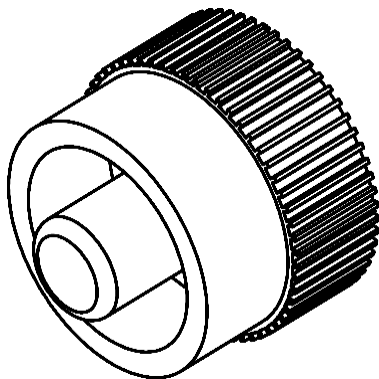
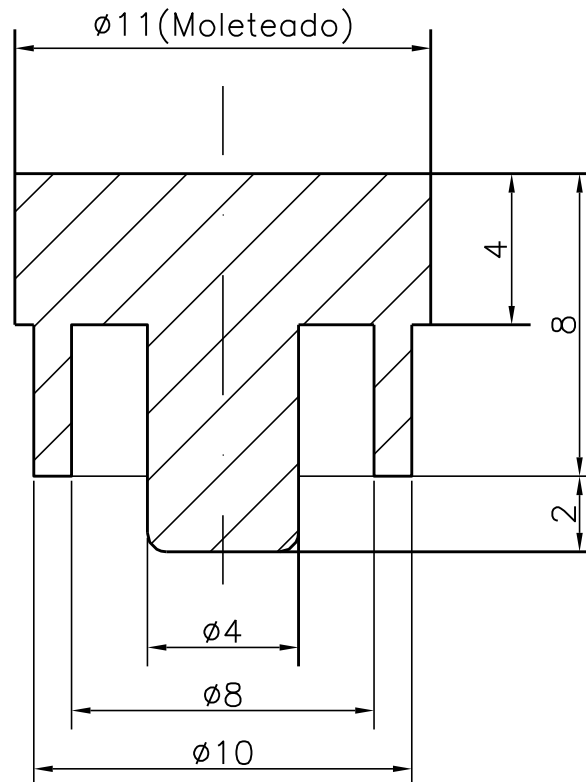
Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO Nº

PROYECTO-112

ESCALA: 2:1



DESCRIPCIÓN DEL CONJUNTO:

SISTEMA DE HEMOFILTRACIÓN CON REPOSICIÓN DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE LA MEMBRANA DEL HEMOFILTRO

REVISIONES

SUSTITUYE A:

SUSTITUIDO POR:

DIBUJADO HECTOR ROBLES

COMPROBADO HENAR MIGUELEZ

Vº.Bº. J.F. del Cañizo

FECHA 19-08-2014

DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO:

TAPON BOMBA

APLICACIONES:

PROYECTO FINAL DE CARRERA

Nº de dibujos: 1

Dibujo nº: 1

PLANO N°

PROYECTO-113

ESCALA: 5:1

PRESUPUESTO

PRESUPUESTO INDUSTRIAL.

En este apéndice se presentan justificados los costes globales de la realización de este Proyecto Fin de Carrera. Tales costes, imputables a gastos de personal y de material, se pueden deducir de las Tablas A.1 y A.2.

En la Tabla A.1 se muestran las fases del proyecto y el tiempo aproximado para cada una de ellas. Así pues, se desprende que el tiempo total dedicado por el proyectando ha sido de 1.040 horas, de las cuales aproximadamente un 30% han sido empleadas en la documentación y entendimiento del problema. Teniendo en cuenta que la tabla de honorarios del Colegio Oficial de Ingenieros Industrial establece unas tarifas de 60 €/hora, el coste de personal se sitúa en 62400 €.

En la Tabla A.2 se recogen los costes de material desglosados en equipo informático, local de trabajo, documentación y gastos varios no atribuibles (material fungible, llamadas telefónicas, desplazamientos...). Ascenden, pues, a un total de 1015.80€.

A partir de estos datos, el presupuesto total es el mostrado en la Tabla A.3.

FASE 1	Documentación	350 horas
FASE 2	Desarrollo de la programación	200 horas
FASE 3	Análisis de resultados y configuración	90 horas
FASE 4	Redacción de la memoria del proyecto	400 horas

Tabla A.1 Fases del proyecto.

COMPONENTES	PRECIO UNIDAD	Nº UNIDADES	PRECIO TOTAL
Compresor Michelin MBL6	99.95 €	1	99.95 €
Electroválvula 3 vías SMC VZ110-5M0Z-M5	38.15 €	1	38.15 €
Eyector de vacío SMC ZH10B	19.15 €	1	19.15 €
Electroválvula 3 vías SMC SY114-5MS-Q	23.45 €	9	211.05 €
Regulador de presión SMC AR1000	12.90 €	1	12.90 €
Cilindro neumático doble efecto SMC CQ2B20-50D	40.75 €	1	40.75 €
Potenciómetro lineal ELAP PM50	50.25 €	1	50.25 €
Regulador de caudal SMC AS1211F-M5-04	6.80 €	2	13.60 €
Válvula de corte modelo A	77.50 €	4	310 €
Válvula de corte modelo B	85.20 €	2	170.40 €
Mesa Metálica	10 €	1	10 €
Relé Convencional 5vdc SPDT 1 C/O 12A RT114005	2.85 €	6	17.10 €
Resistencia Carbón 10KOhm 1/4W	0.21	6	1.26 €
Transistor BD135	0.31	6	1.86 €
Diodo 1N4007	0.07	6	0.42 €
Módulo Board 550 contactos	8.14	2	16.28 €
Cable trenzado sin funda 6X0.22	0.53	2	1.06 €
Regleta 12 contactos 6MM	1.65	1	1.65 €
Coste total de material			1015.80 €

Tabla A.2 Costes de material.

CONCEPTO	IMPORTE
COSTES PERSONAL	62400 €
COSTES MATERIAL	1015.80 €
BASE IMPONIBLE	72928 €
IVA (16%)	11668 €
TOTAL	84596 €

Tabla A.3 Presupuesto.

CODIGO FUENTE DEL MICROCONTROLADOR

La plataforma Arduino se programa mediante el uso de un lenguaje propio basado en el lenguaje de programación de alto nivel Processing.

Código fuente:

// Función que devuelve el valor del potenciómetro de 0-255.

```
int PotenciometroVal()
```

```
{
```

```
    int v;
```

```
    v = analogRead(0);
```

```
    v /= 4;
```

```
    return v;
```

```
}
```

// Declaración de variables que controlan las electroválvulas.

```
int a = 1; // Variable de control.
```

```
int rele1 = 0; // Control carrera avance cilindro neumático y válvula de corte para  
presión líquido diálisis a hemofiltro.
```

```
int rele2 = 2; // Control carrera retroceso cilindro neumático y válvula de corte para  
extracción líquido diálisis.
```

```
int rele3 = 4; // Control eyector de vacío para la bomba de sangre y válvula de corte.  
(Diástole).
```

```
int rele4 = 7; // Control presión de bomba de sangre y válvula de corte. (Sístole).
```

```
int rele5 = 8; // Control válvula de corte postfiltro sangre.
```

```
int rele6 = 12; // Control válvula de corte postfiltro diálisis.
```

```
int inicio = 1; // Variable de inicio del programa para poner el cilindro avanzado.
```

// Código de configuración.

```
void setup() {  
  
    pinMode(rele1,OUTPUT);  
  
    pinMode(rele2,OUTPUT);  
  
    pinMode(rele3,OUTPUT);  
  
    pinMode(rele4,OUTPUT);  
  
    pinMode(rele5,OUTPUT);  
  
    pinMode(rele6,OUTPUT);  
  
}
```

// Código del programa principal.

```
void loop() {  
  
    if (inicio==1)  
  
    {  
  
        digitalWrite(rele1,HIGH); // Activamos avance cilindro neumatico e impedimos  
retroceso liquido dialisis.  
  
        delay(3000); // Esperamos a que el cilindro complete su avance con 3 segundos.  
  
        digitalWrite(rele1,LOW);  
  
        inicio=inicio+1;  
  
    }  
  
  
  
  
  
  
  
  
  
    while (PotenciometroVal()<160)
```



```
{  
  
    if (a==1){  
  
        digitalWrite(rele2,HIGH); // Activamos retroceso cilindro neumatico y extraemos  
        líquido de diálisis.  
  
        delay(15);  
  
        digitalWrite(rele5,HIGH); // Activamos obturador postfiltro circuito de sangre  
  
        delay(15);  
  
        digitalWrite(rele4,HIGH); // Activamos movimiento de sístole de la bomba de sangre.  
  
        a=a+1;}  
  
    }  
  
    digitalWrite(rele5,LOW); // Desactivamos obturador postfiltro circuito de sangre.  
  
    delay(15);  
  
    digitalWrite(rele2,LOW); // Desactivamos retroceso cilindro neumático.  
  
    delay(15);  
  
    digitalWrite(rele4,LOW); // Desactivamos movimiento de sístole de la bomba de  
    sangre.  
  
    delay(15);  
  
    a=1;  
  
    while (PotenciometroVal(>10)
```

```
{  
  
    if (a==1){  
  
        digitalWrite(rele1,HIGH); // Activamos avance cilindro neumatico e impedimos  
retroceso liquido dialisis.  
  
        delay(15);  
  
        digitalWrite(rele5,HIGH); // Activamos obturador postfiltro circuito de sangre.  
  
        delay(15);  
  
        digitalWrite(rele3,HIGH); // Activamos movimiento de diástole de la bomba de  
sangre.  
  
        a=a+1;}  
  
  
    if (PotenciometroVal()<80){  
  
        if(a==2){  
  
            digitalWrite(rele5,LOW); // Desactivamos obturador postfiltro circuito de sangre.  
  
            delay(15);  
  
            digitalWrite(rele6,HIGH); // Activamos obturador postfiltro dialisis.  
  
            a=a+1;}  
  
        }  
  
    }  
  
  
    digitalWrite(rele1,LOW); // Desactivamos avance cilindro neumático.  
  
    delay(15);
```

```
digitalWrite(rele3,LOW); // Desactivamos movimiento de diástole de la bomba de  
sangre.
```

```
delay(15);
```

```
digitalWrite(rele6,LOW); // Desactivamos obturador postfiltro dialisis.
```

```
delay(15);
```

```
a=1;
```

```
} //Fin
```

BIBLIOGRAFÍA

- DEERE&COMPANY. **Fundamentos de Técnica aplicada- Neumática**. Primera edición. Madrid. Tecnos, S.A., (1971), 299 p.
- EVANS, Brian W. **Arduino Programming Notebook**. Primera edición. London. Creative Commons Attribution-Noncommercial-Share Alike 3.0 License, (2007).
- GLASSTONE, Samuel. **Tratado de Química Física**. Sexta edición. Madrid. Aguilar S.A., (1966), 1180 p.
- ROGLAN, Antoni. NET, Àlvar. **Disfunción Renal Aguda**. Primera edición. España. Ars Médica, (2009), 307 p. ISBN-13 9788497514743.
- SAPPERT, Schneider. **Manual práctico de Dibujo Técnico**. Tercera edición. Barcelona. Reverté S.A. (1979), 314 p. ISBN84-291-1451-3.
- FESTO <https://www.festo.com>
- SMC España S.A. <https://www.smc.eu>

